

# A A Thornton & Co

G E Spencer  
R D I Simpson  
T S Allden  
C P Wain  
A B Crawford  
P D Harrison  
J Lerwill  
N Goodenough

TM Gregory  
E A Dawson  
N J K Price  
Y S Orian

Chartered Patent Agents  
European Patent Attorneys  
Trade Mark Agents

Accounts  
Mrs C Mochrie

Records  
A Cumberland

Northumberland House 303-306 High Holborn London WC1V 7LE  
Telephone 071-405 4044 & 071-405 8122  
Cables Lawmonger London  
Telex 266974 Thorco G  
Facsimile 071-405 3580

Date July 15, 1991  
Our ref JL  
Your ref

The Comptroller,  
The Patent Office,  
Cardiff Road,  
Newport,  
Gwent, NP9 1RH.

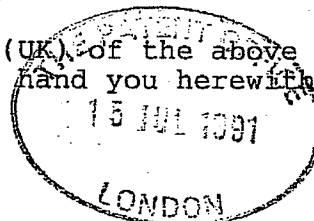


Dear Sir,

National Phase (UK) of  
International Application No. PCT/SU89/00282

To initiate the National Phase (UK) of the above  
noted International Patent Application we hand you herewith:-

- i) Patents Form NP1;
- ii) Patents Form 9/77;
- iii) Patents Form 10/77;
- iv) Patents Form 43/77; and
- iv) A translation of the International Application.



The translator's verification of the translation  
will be filed shortly.

An International search report has issued and we  
request a refund of £20 on the UK search fee.

Yours faithfully,

*A. A. Thornton & Co.*

A.A. Thornton & Co.

enc:  
dl

# National Fee for National Processing of an International Application for a Patent ( UK )

Patents Act 1977

9115656-2

**Notes**

Please type or write in dark ink using  
BLOCK LETTERS

For details of current fees please  
contact the Patent Office

Give the full name of each Applicant.  
The names of all partners in a firm  
must be given in full. Bodies  
Corporate should be designated by  
their Corporate Name. If you do not  
have enough room, please continue on  
a separate sheet of paper.

If applicant is a body  
corporate give country  
state of incorporation



A UK Address for Service must be  
given, to which all correspondence  
from the Patent Office will be sent

A check list is provided  
for your use overleaf

Please sign here.  
Attention is drawn to Rules 90  
and 106 of the Patent Rules 1982.

**Applicants Details**

1a Name of Applicant LAZAR LVOVICH RODNYANSKY, 22 JUL 1991 00403410 PAT 1 77 UC 15.00

1b Address ulitsa 9 Yanvarya, 2, k.v. 2,  
Krasnoyarsk,

Postcode/Zipcode

Country/State of incorporation USSR

1c Please give ADP No.  
(if known)

5945241001

2 Please give international  
Application Number

PCT/SU89/00282

3a Name of Agent (if any) A.A. THORNTON & CO.

3b Please give ADP No.  
(if known)

75001 ✓

4 Address for Service  
Please give Address for Service in the UK

Northumberland House,

303-306 High Holborn,

London,

Postcode WC1V 7LE.

Signed A.A. Thornton & Co. Date 15 7 1991  
day month year

Name (BLOCK LETTERS) A.A. THORNTON & CO.

This Form cannot be accepted without the Prescribed Fee.

CHECK LIST (items filed with this form should be ticked in the appropriate box)

NOTE: The rules referred to are those of the Patent Rules 1982 as amended by the Patent (Amendment No 2) Rules 1985.

WARNINGS \* If any of these items are not filed within their appropriate prescribed periods the application will be taken to be withdrawn.

Care should be taken that the translation of the right document and not some other document is filed.

Rule 85(1) The following items must be filed within the prescribed period before an international application can satisfy the relevant conditions for national processing:

\* Copy of the international application.  
(Note: the copy should have been sent to the UK Patent Office by the International Bureau).

☐ \* Translation of the international application if not in English.

☐ \* Filing Fee.

\* A copy of any amendment of the international application made in accordance with the Patent Co-operation Treaty.  
(Note: this copy should have been sent to the UK Patent Office by the International Bureau).

☐ \* Translation of any such amendment if not in English.

Rule 85(1A) ☐ \* Where applicable translation of information, if not in English, filed with the International Bureau, and relating to the deposit of a micro-organism.

The following items must also be filed within their appropriate prescribed periods:

Rule 85(3)(a) ☐ \* Request for preliminary examination and search (Patents Form No 9/77), and prescribed fee.

Rules 15(4) and 85(3)(a) ☐ \* Where required information specifying the inventor and derivation of right to apply (Patents Form No 7/77).

Rule 85(3)(b) ☐ \* Request for substantive examination (Patents Form 10/77) and prescribed fee.

Rule 6(6) ☐ Translation of any priority application if not in English.

Rule 85(2A)(b) ☐ Where applicable a certificate relating to the display of the invention of an international exhibition.

Rule 85(2) ☐ Request for publication of translation (Patents Form 43/77).

Rule 85(2A)(c) ☐ Translations should be verified as required by the Rules.

CONTINUATION TO FORM NP1

VIKTOR KIRILLOVICH GUPALOV,  
ulitsa Parkovaya, 20, k.v. 1,  
Krasnoyarsk,  
USSR. 1094432002.

VALENTINA SPIRIDONOVNA LAPINSKAYA,  
ulitsa Novgorodskaya, 14, k.v. 31,  
Krasnoyarsk,  
USSR. 5945266001.

ARNOLD VIKTOROVICH POTEKHIN,  
prospekt Krasnoyarsky rabochy, 46,  
k.v. 30,  
Krasnoyarsk,  
USSR. 5945274001.

LJUDMILA IVANOVNA KUZOVOVA,  
prospekt Molodezhny, 7, k.v. 183,  
Krasnoyarsk,  
USSR. 5945308001.

NADEZHDA JURIEVNA KUZOVOVA,  
prospekt Molodezhny, 7, k.v. 183,  
Krasnoyarsk,  
USSR. 5945324001.

LARISA ALEXANDROVNA FROLYAKINA,  
ulitsa Moskovskaya, 10, k.v. 54,  
Krasnoyarsk,  
USSR. 5945332001.

PATENT COOPERATION TREATY

NOTIFICATION TO THE DESIGNATED  
OFFICE OF RECEIPT OF  
RECORD COPY  
issued under PCT Rule 24.2(a)

INTERNATIONAL APPLICATION NO. PCT/SU89/00282

To:

United Kingdom Patent Office  
London

in its capacity as a designated Office

DATE OF MAILING OF  
THIS NOTIFICATION:  
21 February 1990 (21.02.90)

From:  
The International Bureau of WIPO  
1211 Geneva 20  
Switzerland

NAME(S) OF APPLICANT(S):

RODNYANSKY, Lazar Lvovich et al.

INTERNATIONAL FILING DATE:

14 November 1989 (14.11.89)

PRIORITY DATE(S) CLAIMED:

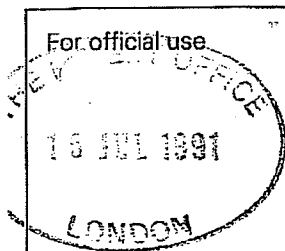
none

DATE OF RECEIPT OF RECORD COPY BY INTERNATIONAL BUREAU:

20 February 1990 (20.02.90)

V. Troussov  
(Authorized Officer)

KIOS



30 MAY 1991

Particular Ref-  
see letter 25/7/91

Your reference

JL

22 JUL 1991 09610

PAT 7 77 UC

105.00

9115556-2

#### Notes

Please type, or write in dark ink using CAPITAL letters.

A prescribed fee is payable for a preliminary examination and search, for a further search and a supplementary search. For details, please contact the Patent Office (telephone 071-438 4700).

Rules 25, 28 and 32 of the Patents Rules 1990 are the main rules governing the completion and filing of this form.

Please mark **one** box only

3: If box 2b has been marked and no invention is specified here, the further search will be made in relation to the second invention specified in the Search Report previously made under Section 17(5).

The  
Patent  
Office

## Preliminary Examination/ Search

Form 9/77

Patents Act 1977

1a Please give the patent application number (if known):

1b Please give the full name(s) of the applicant(s):

LAZAR LVOVICH RODNYANSKY, VIKTOR KIRILLOVICH  
GUPALOV, VALENTINA SPIRIDONOVNA LAPINSKAYA,  
ARNOLD VIKTOROVICH POTEKHIN, LJUDMILA IVANOVNA  
KUZOVOVA, NADEZHDA JURIEVNA KUZOVOVA, LARISA  
ALEXANDROVNA FROLYAKINA,

2 Are you:

a) requesting a preliminary examination and search under Section 17(1)? ☒

b) requesting a search of a further invention under Section 17(6)? ☐

c) paying for a supplementary search under Section 17(8)? ☐

You should complete this part only if you have marked question 2, box (b).

3 Please identify the invention to be searched by reference to the claims:

Please sign here →

Signed

A.A. Thornton & Co.

Date

15

7

91

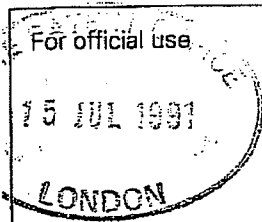
(day

month

year)

120

30 MAY 1991



For official use

15 JUL 1991

LONDON

22 JUL '91 1100409610 PAY 10 77 UC 120.00

9115656.2

Your reference

JL

**Notes**

Please type, or write in dark ink using CAPITAL letters.

A prescribed fee is payable with this form. For details, please contact the Patent Office (telephone 071-438 4700).

Rule 33 of the Patents Rules 1990 is the main rule governing the completion and filing of this form.

**The  
Patent  
Office**

**Request for substantive  
examination**

**Form 10/77**

**Patents Act 1977**

**1 Application details**

1a Please give the patent application number (if known):

1b Please give the full name(s) of the applicant(s): LAZAR LVOVICH RODNYANSKY, VIKTOR KIRILLOVICH GUPALOV, VALENTINA SPIRIDONOVNA LAPINSKAYA, ARNOLD VIKTOROVICH POTEKHIN, LJUDMILA IVANOVNA KUZOVOVA, NADEZHDA JURIEVNA KUZOVOVA, LARISA ALEXANDROVNA FROLYAKINA.

**2 Request**

I/We request a substantive examination under Section 18 of the Act.

Please sign here ➡

Signed

*A. A. Thornton*

Date

15  
(day)

7  
month

91  
year)

For official use

30 MAY 1991

15 JUL 1991

LONDON

22JUL 91H00409610

PAT 43 77 UC

10.00

Your reference

JL

9115656.2

**Notes**

Please type, or write in dark ink using CAPITAL letters.

A prescribed fee is payable with this form. For details, please contact the Patent Office (telephone 071-829 6910).

Rule 85 of the Patents Rules 1990 is the main rule governing the completion and filing of this form.

The  
Patent  
Office

# Request for publication of translation

Form 43/77

Patents Act 1977

## 1 Application details

1a Please give the United Kingdom patent application number:

1b Please give the full name(s) of the applicant(s):

LAZAR LVOVICH RODNYANSKY, VIKTOR KIRILLOVICH  
GUPALOV, VALENTINA SPIRIDONOVNA LAPINSKAYA,  
ARNOLD VIKTOROVICH POTEKHIN, LJUDMILA IVANOVNA  
KUZOVOVA, NADEZHDA JURIEVNA KUZOVOVA, LARISA  
ALEXANDROVNA FROLYAKINA,

## 2 Translation details

2 Are you requesting publication of the translation of:

☐ the application filed at the Patent Office under Section 89A(3)? ☒

☐ the amendment filed at the Patent Office under Section 89A(5)? ☐

Please mark correct box

Please sign here ➡

Signed

A.A. Thornton

Date

15

7

91

(day

month

year)



РСТ

ВСЕМИРНАЯ ОРГАНИЗАЦИЯ  
ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ  
Международное бюро



МЕЖДУНАРОДНАЯ ЗАЯВКА, ОПУБЛИКОВАННАЯ В СООТВЕТСТВИИ  
С ДОГОВОРом О ПАТЕНТНОЙ КООПЕРАЦИИ (РСТ)

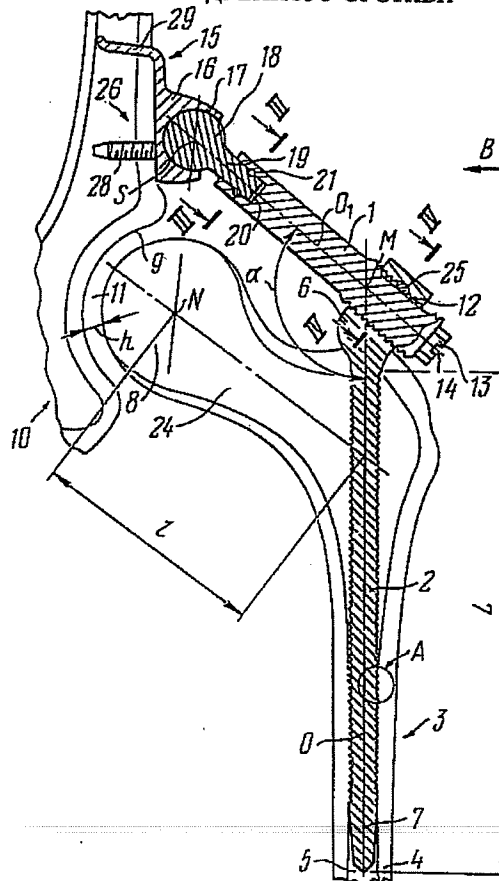
<p>(51) Международная классификация изобретения <sup>5</sup>: A61B 17/56</p>	<p>A1</p>	<p>(11) Номер международной публикации: WO 91/07137 (43) Дата международной публикации: 30 мая 1991 (30.05.91)</p>
<p>(21) Номер международной заявки: PCT/SU89/00282 (22) Дата международной подачи: 14 ноября 1989 (14.11.89) (71)(72) Заявители и изобретатели: РОДНЯНСКИЙ Лазарь Львович [SU/SU]; Красноярск 660049, ул. 9 Января, д. 2, кв. 2 (SU) [RODNYANSKY, Lazar Lvovich, Krasnoyarsk (SU)]. ГУПАЛОВ Виктор Кириллович [SU/SU]; Красноярск 660014, ул. Парковая, д. 20, кв. 1 (SU) [GUPALOV, Viktor Kirillovich, Krasnoyarsk (SU)]. ЛАПИНСКАЯ Валентина Спиридоновна [SU/SU]; Красноярск 660055, ул. Новгородская, д. 14, кв. 31 (SU) [LAPINSKAYA, Valentina Spiridonovna, Krasnoyarsk (SU)]. ПОТЕХИН Арнольд Викторович [SU/SU]; Красноярск 660123, пр. Красноярский рабочий, д. 46, кв. 30 (SU) [POTEKHIN, Arnold Viktorovich, Krasnoyarsk (SU)]. ФРОЛЯКИНА Лариса Александровна [SU/SU]; Красноярск 660069, ул. Московская, д. 10, кв. 54 (SU) [FROLYAKINA, Larisa Alexandrovna, Krasnoyarsk (SU)]. (71) Заявители (только для US): КУЗОВОВА Людмила Ивановна (наследница КУЗОВОВА Юрия Степановича (умершего)) [SU/SU]; Красноярск 660119, пр.</p>		<p>Молодёжный, д. 7, кв. 183 (SU) [KUZOVOVA, Ljudmila Ivanovna (heirress of KUZOVOV, Jury Stepanovich (deceased)), Krasnoyarsk (SU)]. КУЗОВОВА Надежда Юрьевна (наследница КУЗОВОВА Юрия Степановича (умершего)) [SU/SU]; Красноярск 660119, пр. Молодёжный, д. 7, кв. 183 (SU) [KUZOVOVA, Nadezhda Jurievna (heirress of KUZOVOV, Jury Stepanovich (deceased)), Krasnoyarsk (SU)]. (72) Изобретатель: КУЗОВОВ Юрий Степанович (умерший) (SU) [KUZOVOV, Jury Stepanovich (deceased)]. (74) Агент: ТОРГОВО-ПРОМЫШЛЕННАЯ ПАЛАТА СССР; Москва 103735, ул. Куйбышева, д. 5/2 (SU) [THE USSR CHAMBER OF COMMERCE AND INDUSTRY, Moscow (SU)]. (81) Указанные государства: AT, AU, BR, CH, DE*, FI, GB, JP, SE, US. Опубликована С отчетом о международном поиске.</p>

(54) Title: ENDOAPPARATUS FOR RESTORATION OF HIP JOINT

(54) Название изобретения: ЭНДОАППАРАТ ДЛЯ ВОССТАНОВЛЕНИЯ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА

(57) Abstract

An endoapparatus for restoration of the hip joint comprises a main rod (1) which is capable of sustaining a load essentially equal to the maximum loads carried by the lower extremity of the patient and which is hingedly connected by one end to a means of fixation to the hipbone (10) and by the other end to a means of fixation to the tighbone (3) consisting of an additional rod (2) intended to be secured inside the tighbone (2) essentially along the axis of the diaphysis (4) and essentially at an angle  $\alpha$  to the main rod (1) essentially equal to the cervico-diaphysial angle.



\* Впредь до нового объявления, указание «DE» в международных заявках с датой международной подачи до 3 октября 1990г.

Эндоаппарат для восстановления тазобедренного сустава пациента имеет основной стержень (1), способный выдерживать нагрузки, по существу равные максимальным нагрузкам, воспринимаемым нижней конечностью пациента, и который одним концом шарнирно соединен со средством крепления к тазовой кости (10), а другим концом связан со средством крепления к бедренной кости (3), которое выполнено в виде дополнительного стержня (2), предназначенного для установки внутри бедренной кости (3) по существу по оси диафиза (4) и расположенного по существу под углом ( $\alpha$ ) к основному стержню (1), по существу равным шеечно-диафизарному углу.

#### ИСКЛЮЧИТЕЛЬНО ДЛЯ ЦЕЛЕЙ ИНФОРМАЦИИ

Коды, используемые для обозначения стран-членов РСТ на титульных листах брошюр, в которых публикуются международные заявки в соответствии с РСТ.

AT	Австрия	ES	Испания	MG	Мадагаскар
AU	Австралия	FI	Финляндия	MN	Монголия
BB	Барбадос	FR	Франция	ML	Мали
BE	Бельгия	GA	Габон	MR	Мавритания
BF	Буркина Фасо	GB	Великобритания	MW	Малави
BG	Болгария	GN	Гвинея	NL	Нидерланды
BJ	Бенин	GR	Греция	NO	Норвегия
BR	Бразилия	HU	Венгрия	PL	Польша
CA	Канада	IT	Италия	RO	Румыния
CF	Центральноафриканская Республика	JP	Япония	SD	Судан
CG	Конго	KP	Корейская Народно-Демократическая Республика	SE	Швеция
CH	Швейцария	KR	Корейская Республика	SN	Сенегал
CI	Кот д'Ивуар	LI	Лихтенштейн	SU	Советский Союз
CM	Камерун	LK	Шри Ланка	TD	Чад
DE	Германия	LU	Люксембург	TG	Того
DK	Дания	MC	Монако	US	Соединенные Штаты Америки

DUPLICATE COPY.

D E C L A R A T I O N

I declare having truly translated the international patent application

Nr. PCT/SU 89/00282


from the Russian language into the English language.

I take notice of the fact that the protection of the British patent resulting from this application will be affected and the patent may become invalid if the translation does not correspond to the published international application.

Translator: Nikulina Aleksandra Lvovna

129041 Moskva, Bolshaya Pereyaslavskaya  
ul., d. 11, kv. 58.

Date: February 19, 1991

Signature: 

## ENDOAPPLIANCE FOR HIP JOINT RESTORATION

### Technical Field

The present invention relates generally to medicine, more specifically to surgery, orthopedics and traumatology and is particularly concerned with implantable devices for treatment of human locomotorium that is, an endoappliance for hip joint restoration.

### Prior Art

The hip joint is known to be the most important and vulnerable in human locomotorium, since loads imposed on said joint are five times and more human body weight. In addition, the femoral head should be movable enough in the cotyloid cavity so as to provide adequate mobility of man's lower limbs as for their flexion-extension, adduction-abduction, and rotation. Angular displacement of a sound femoral head fall within an adequately wide range, viz., angle of flexion, 120 to 150 degrees; angle of extension, 10 to 15 degrees; angle of adduction, 25 to 30 degrees; angle of abduction, 25 to 30 degrees; angle of outward rotation, 60 to 80 degrees; angle of inward rotation, 40 to 70 degrees.

Angle of flexion-extension implies an angle between the axis of the diaphysis and the body trunk vertical axis in a sagittal plane. Angle of adduction-abudction means an angle between the axis of the diaphysis and the body trunk vertical axis in a frontal plane. Angle of rotation is in fact an angle of rotation substantially about a vertical axis. All the abovesaid angles equal zero with the hip joint in the initial physiological position, i.e., when the diaphyseal axis makes up an angle of 87 degrees with the body trunk vertical axis.

Degenerative-dystrophic affections of the hip joint occur much more frequently than the similar diseases of other joints of the locomotorium in human beings. Thus, the incidence of coxarthrosis is rather high in the Soviet Union, reaching to 3 or 4 percent of the total

able-bodied population.

Coxarthrosis owes its origin to destructive changes in the hip joint and involves a patient in especially grave distress, renders him disabled and unable to self-service in everyday life, and is causative of permanent pain.

The heretofore-known methods for treatment of hip joint pathologies concerned with its destructive changes, can be classified as conservative and surgical.

Conservative methods cover physical therapy procedures without axial loads upon the limb, load relief of the limb by skeletal bed traction or due to temporary immobilization by virtue of plaster-of-Paris, physiotherapeutic procedures stimulating regional circulation in the hip joint and in the limb as a whole, massage, electrophoresis and medicaments.

However, conservative treatment methods can at the most only hold back further development of the degenerative-dystrophic process, only at initial stages thereof. This is concerned with early diagnosis of coxarthrosis, which is fairly complicated only for experienced specialists in the disease. Therefore it is more frequently in therapeutic practice to encounter with state II-II degenerative-dystrophic process, that is, when X-ray examination of a patient detects not only considerable constriction of the articular interstice but also deformation of the contours of the femoral head and cotyloid cavity.

At present, surgical treatment methods are given apparent preference as being the most intense and efficacious ones. Among such methods are osteotomy, arthrodesis, arthroplasty, osseous arthroplasty, endoprosthetic restoration of articular surfaces, surgery on soft tissues, unilateral endoprosthetic restoration (such restoration of the femoral bone proximal end or of the cotyloid cavity), bilateral (total) endoprosthetic restoration (such restoration of the femoral bone proximal end and

of the cotyloid cavity), involving the use of caliper distraction apparatus.

It is the total endoprosthetic restoration that is given conspicuous preference in worldwide surgical practice  
5 over all other surgical methods of treatment of coxarthrosis, which has for an ultimate objective to restore the lower limb locomotor function. All the rest of the operative techniques mentioned above (i.e., osteotomy and arthrodesis) are essentially palliative, that is, they  
10 only retard further development of the degenerative-dystrophic process for a certain lapse of time so that eventually orthopedic surgeons are to make resort to the total endoprosthetic restoration.

The essence of the aforesaid method resides in complete  
15 concurrent replacement of the resected femoral bone end and the resected cotyloid cavity by endoprostheses made of a material indifferent to organism's body fluids (plastics, metal, ceramics).

However, serviceability of such endoprostheses are  
20 liable to deteriorate due to mechanical wear and tear in the course of service life, that is, the effective life of the endoprosthesis is but as low as one-half or one-third the patient's life, whereas replacement of an endoprosthesis is an arduous task on account of a deficit of the  
25 bone tissue, since part of the biological materials surrounding the injured tissues, are to be removed. This in turn results in loosened attachment of a new prosthetic structure and in postoperative complications arising after repeated surgical interventions. That is why orthopedic  
30 surgeons are apt to perform endoprosthetic restoration mostly in advanced-aged patients.

Besides, such surgeries are highly traumatic and dangerous. The vital risk is especially high in the ad-

vanced age; such surgery is largely fraught with complications that involve total removal of the endoprosthesis and hence complete loss of the lower limb functions.

5 More prospecting is a surgical treatment method based on ability of the osseous and cartilaginous tissues to regenerate and on the use of caliper distraction apparatus aimed at relieving the joint of load the supporting ability and mobility of the lower limb and the mobility of the hip joint remaining unaffected. In this case  
10 an important condition of successful hip joint restoration is ability of the caliper distraction apparatus to provide an optimum position of the femoral head in the cotyloid cavity with a required amount of the articular interstice.

15 At present there exist two types of a caliper distraction apparatus, viz., apparatus partly implantable into patient's body and those completely implantable thereinto.

Practical application of caliper distraction apparatus cuts down the bedrest period, and the patient starts to  
20 load the lower limb operated upon in a shorter period of time after surgery. Activated muscular contractions improve lympho- and blood supply of the affected joint area, promote prompt resolving of the decay products and those of hemorrhages and edemas, ameliorate tissue  
25 metabolism and coursing of the reparative processes, restore disturbed reflex connections, recover elasticity of the ligamentous-bursal apparatus, and intensifies production of the synovial fluid.

All mentioned above arrests further progress of the  
30 degenerative-dystrophic process and eliminates pain syndrome; besides, a growth of the osseous tissue and the hyaline cartilage coating of the articular ends is observed in the articular interstice established between the surface of the femoral head and that of the  
35 cotyloid cavity i.e., there occurs a process of formation

of a normal natural joint.

One state-of-the-art endoapparatus for prosthetic restoration of the hip joint (SU, A, 1251889) is known to comprise a rod whose one end is linked to a means  
5 for holding to the hipbone, while its other end is articulated to a means for holding to the femoral bone.

The means for holding to the hipbone and the means for holding to the femoral bone are practically similar. Each of said means is shaped as an arcuate comb having  
10 the pointed teeth arranged on its concave surface, while a convex surface of the combs carries sleeves fixed in place thereon, the axes of said sleeves being arranged symmetrically with respect to the ends of the combs. The axis of the sleeve fixed on the comb that is aimed at  
15 being held on the hipbone is arranged radially, while the axis of the sleeve made fast on the comb intended to be held on the femoral bone lies in its radial plane and makes an acute angle with the radius. The rod is axially movable, with one of its ends, in the sleeve, which is  
20 fixed on the comb intended to be held to the hipbone, while the other rod end is shaped as a spherical head. The sleeve made fast on the comb, which is aimed to be held to the femoral bone, accommodates an inserts having a spherical recess adapted to accept the rod head forming  
25 a spherical joint. Besides, both of the sleeves are provided with two compression springs, of which one is interposed between the insert and the comb, while the other, between the rod and the other comb, said springs being adapted for dynamic releasing of the hip joint.

30 When implanting such an endoapparatus for hip joint restoration, one of the combs is put on the hipbone in its supra-acetabular region, while the other sleeve, on the femoral neck so that both of the sleeves be coaxial and the sleeves and rod be situated above the epiphysis



in a position close to a vertical one.

Such a construction arrangement of the endoapparatus discussed above makes it possible to use said endoapparatus only for partly reducing the load upon the hip joint and  
5 is practically instrumental only in releasing said joint of the effect of muscular spasms arising in the course of the disease and amounting to as high as 80 kg. Thus, the treatment method based on the use of said endoapparatus is essentially an alternative to surgery on the soft  
10 tissues, in particular, to Foss' operation (the so-called 'pendulous hip joint').

In addition, attachment of the comb on the femoral neck creates in said area the zones of stress concentration in the bone tissue, which are causative of necrosis  
15 and destruction of the femoral neck that has been affected by the disease.

It should be pointed out that said endoapparatus fails to provide rigid fixing of the femoral head in position in the cotyloid cavity, i.e., to adjust for a  
20 required amount of the articular interstrice.

One more prior-art endoapparatus for restoration of the hip joint (GB,A,1507953) is known to serve substantially as a supporting structure for the lower limb and performing the functions of the hip joint for its  
25 complete releasing for the reconstruction period. The endoapparatus mentioned above comprises a rod capable of sustaining loads that are essentially equal to the maximum loads sustained by patient's lower limb, said rod being connected with one of its ends to a means for  
30 holding to the femoral bone and with the other end articulated to a means for holding to the hipbone.

The means for holding to the hipbone and the means for holding to the femoral bone are constructionally

similar and rather sophisticated, since each of these comprises two arcuate members, which contact each other with one of their ends, while the other ends thereof are directed oppositely.

5       The rod articulated joint is shaped as an arcuate groove adapted to be placed above the femoral neck and to accept a spherical head provided at one of the rod ends with a possibility of motion lengthwise the groove and of rotation about the centre of said head. The other  
10 rod end is bent downwards and connected to the means for holding to the femoral bone. When the endoapparatus is implanted into the hip joint the rod is situated in front of the femoral bone, while the arcuate members of the means for holding to the femoral bone are located inside  
15 the diaphysis. In order to insert said members into the femoral bone a hole is to be made in the cortical layer of the bone, which substantially weakens the femoral bone at the place of stress concentration.

      The endoapparatus of the aforementioned construction  
20 arrangement is cantilevered to the femoral bone, which gives rise to an overturning moment, which adds to the loads upon the femoral bone. In this case the physiological loads taken up by a group of muscles that actuate the lower limb, are inconsistent with the physiological loads  
25 imposed upon a sound hip joint, which leads inescapably to reconstruction of the muscular corset. To fix the endoapparatus on the hipbone a hole is made in the latter bone, into which are inserted the arcuate members resting upon the hipbone at two points. The arcuate members of  
30 the means for holding to the hipbone are linked to the distraction mechanism, which is adapted to change, during surgery for endoapparatus implantation, a distance between the centre of rod head and the bearing points of the arcuate

members in order to adjust a preset amount of the articular interstice. The distraction mechanism is of a sophisticated construction arrangement and the process for adjusting the amount of the articular interstice is rather complicated  
5 and takes much operative time to spend.

Thus, provision of the means for holding the rod to femoral bone, in the aforesaid endoapparatus for hip joint restoration, as two arcuate members having each substantially two points of contact with the femoral  
10 bone, weakens the femoral bone, results in stress concentration at the points of contact, imposes additional loads upon the femoral bone, which affects adversely the results of treatment, and leads to resorption of the bone tissue and destabilization of the endoapparatus position,  
15 which cuts down the period of its application.

#### Disclosure of the Invention

It is another object of the invention to provide an endoappliance for hip joint restoration having such a structural arrangement and embodiment of a means for  
20 holding said endoappliance to the femoral bone which establish such specific loads taken up by the osseous tissue of the femoral bone that are not destructive to the latter and which are close to physiological loads taken up by a sound lower limb, as to the nature and amount,  
25 within a period of complete hip joint restoration.

The essence of the invention resides in the fact that in an endoappliance for hip joint restoration a first rod capable of sustaining loads that are substantially equal to the maximum loads taken up by patient's lower  
30 limb, is articulated, through one of its ends, to a means for holding the aforesaid rod to the hipbone and is connected, through its other end, to a means for holding the aforesaid rod to the femoral bone, according to the

invention, said latter means is shaped as a second rod adapted to be fitted inside the femoral bone substantially along the diaphyseal axis and arranged at an angle to the first rod, said angle being substantially equal  
5 to the cervicodiaphyseal angle.

Such a rather simple construction arrangement of an endoappliance for hip joint restoration having a means for its holding to the hip joint shaped as a rod aimed at being fitted into the femoral bone along the diaphyseal  
10 axis and arranged at an angle to the main rod that is substantially equal to the cervicodiaphyseal angle predetermines positioning of the main rod above the femoral neck with its axis arranged substantially parallel to the  
15 epiphyseal axis in a plane passing through the diaphyseal axis and the centre of the articular head, wherein the nature and amount of loads acting upon the lower limb corresponds to the physiological loads taken up by a sound lower limb. In this case the hip joint is completely released, which provides favourable conditions for its restoration.  
20

Moreover, arrangement of an additional rod along the diaphyseal axis reduces specific loads upon the osseous tissue of the femoral bone to amounts at which the body tissue experience no deformations causative of pathologies.  
25 The femoral bone proves to be intact and not weakened in the zone of stress concentration situated at the place of contact of the additional rod end with the cortical bone layer, since the hole for the additional rod to pass is situated in the cortical layer of the trochanteric  
30 fossa.

Such a means for holding the endoappliance to the femoral bone provides for rigid fixing of the femoral head centre in position in the cotyloid cavity and hence retains a preset amount of the articular interstice.

It is expedient that in an endoappliance for hip joint restoration the length of that portion of the additional rod which is accommodated in the femoral bone, be substantially equal to half the length of the patient's femoral bone.

It is desirable that in an endoappliance for hip joint restoration, with a view to facilitating insertion of the additional rod into the femoral bone, a thread be provided on the additional rod on its portion situated inside the femoral body.

It is beneficial that in an endoappliance for hip joint restoration the main rod be connected to the additional rod through a threaded joint enabling the main rod to move lengthwise its own axis. This facilitates and simplifies much adjustment of the amount of the articular interstice in the course of surgery.

It is favourable that in an endoappliance for hip joint restoration, with the purpose of fixing the main rod in a preselected position, a tapered hole be provided at the main rod end facing the threaded joint, said hole being situated along the axis of said rod, and at least three longitudinal slots arranged along the length of said tapered hole, and that a stop sleeve be fitted in said hole with the aid of a threaded joint.

In order to completely prevent the hip joint from contact with the cotyloid cavity during flexion-extension of the lower limb, it is expedient that in an endoappliance for hip joint restoration the main and additional rods be interconnected through an articulated joint capable of rotating about an axis coplanar with the axes of the both rods and arranged at such an angle to the axis of the additional rod that ensures setting of the articulated joint fulcrum, during implantation of the endoappliance,

to a position, wherein it passes substantially through the centre of the femoral head.

It is reasonable that in an endoappliance for hip joint restoration the fulcrum of the articulated joint make up an angle of from 76 to 90 degrees with the axis of the additional rod.

It is advantageous in an endoappliance for hip joint restoration that the articulated joint be shaped as a plain bearing having a tapered seating face.

#### Summary of the Drawings

10

In what follows the invention is illustrated in a detailed description of specific exemplary embodiments thereof with reference to the accompanying drawings, wherein:

15

FIG. 1 is a general longitudinal sectional view of an endoappliance for hip joint restoration, provided with a rod articulated to a means for holding said endoappliance to the hipbone with a possibility for said rod to rotate about a common point, with the femoral bone in an initial physiological position, according to the invention;

20

FIG. 2 is a scaled-up view of a unit A in FIG. 1;

FIG. 3 is a scaled-up view of a section taken along the line III-III in FIG. 1;

FIG. 4 is a scaled-up view of a section taken along the line IV-IV in FIG. 1;

25

FIG. 5 is a view facing the arrow B in FIG. 1 to partly represent the main rod of endoprosthesis, according to the invention;

FIG. 6 is a general longitudinal sectional view of an alternative embodiment of an endoappliance for hip joint restoration having a main rod articulated to a means for holding to the hipbone and connected to a means for holding to the femoral bone, with the femoral bone in an initial physiological position, according to the

30

invention;

FIG. 7 is a scaled-up view of a section taken along the line VII-VII in FIG. 6;

FIG. 8 is a view facing the arrow C in FIG. 6 to partly represent the main rod of the endoprosthesis, according to the invention; and

FIG. 9 is a scaled-up fragmentary longitudinal sectional view of a main rod and an additional rod at the place of their articulated joint shaped as a plain bearing having a tapered seating face, according to the invention.

#### Preferred Embodiment of the Invention

The endoappliance for hip joint restoration comprises a rod 1 (FIG. 1) predominately of a round cross-section and capable of sustaining loads that are equal to the maximum loads exerted upon human's lower limb. The rod 1 may be made of a metal or alloy idifferent to the human body fluid, in the capacity of which use is commonly made of, e.g., a titanium alloy similar to Vitallium. The amount of load applied to the rod 1 can reach 5 P, where P denotes patient's mass. As a rule, the diameter of the rod 1 ranges between 10 and 16 mm.

With one of its ends the rod 1 is connected to a means for holding to the femoral bone in the capacity of which is used another rod 2 adapted for insertion into the femoral bone 3, i.e., into a medullary canal 5 substantially along an axis O of a diaphysis 4 of the bone 3. The rod 2 makes up an angle  $\alpha$  with the rod 1, the magnitude of said angle being substantially equal to that of the cervicodiaphyseal angle and may range between 120 and 140 degrees.

The diameter of the rod 2 may range within 9.5 and 11 mm and is to be selected depending on the diameter of the medullary canal 5.

The length of the rod 2 should be such that its vacant end be situated in the middle portion of the diaphysis 4. The length L of that portion of the rod 2 which is accommodated inside the femoral bone 3, is substantially  
5 equal to half the length of the femoral bone 3 and ranges from 125 mm in children to 180 mm in adults. Such a length L provides for reduction of the specific loads applied to the osseous tissue of the femoral bone 3 down to the values at which said osseous tissue does not experience any  
10 pathological changes throughout the lapse of time the endoappliance resides in human organism.

A portion 7 of the rod 2 situated at the vacant end thereof is pointed so as to facilitate introduction of the rod 2 into the medullary canal 5. Besides, a thread is  
15 provided on the portion L of the rod 2, aimed at facilitating insertion of the rod 2 into the femoral bone 3 and at a uniform distribution of applied loads over the length of the femoral bone 3. It is expedient that said thread be of the butt type featuring a major diameter  $d_1$  equal to  
20 12 mm (FIG. 2), a minor diameter  $d_2$  equal to 8.6 mm and a pitch t equal to 4 mm. Such a construction arrangement of the means for holding to the femoral bone 3 (FIG. 1) provides for rigid fixing of the position assumed by the centre N of the head 8 of the femoral bone 3 in a cotyloid  
25 cavity 9 of a hipbone 10 and hence contributes to retention of a preset amount of an articular interstice of the hip joint, since the butt thread prevents the rod 2 from axial displacement.

The rod 2 and the rod 1 are so interconnected that  
30 the latter is movable lengthwise its own axis  $O_1$  and fixable in a preselected position, which adds substantially to the easiness and simplicity of the process for adjustment of the amount of the articular interstice 11.



Such an interconnection may be of any heretofore-known nature. In the present embodiment of an endoappliance for hip joint restoration use is made of a threaded joint between the rods 1 and 2 enabling the rod 1 to move lengthwise its axis  $O_1$ . The portion 6 of the rod 2 is thickened and has a threaded hole 12 whose axis makes up an angle  $\alpha$  with the axis O of the rod 2.

To facilitate movement of the rod 1, provision is made at its end extending from the threaded hole 12, for a shank 13 for wrench and for slots 14 for screwdriver.

The other end of the rod 1 is associated with a means for holding to the hipbone 10 through an articulated joint allowing the rod 1 to rotate about a common point (fulcrum) S.

The means for holding the rod 1 to the hipbone may be of any heretofore-known type. In a given embodiment of an endoappliance for hip joint restoration said means is essentially a plate 15 having at one its end an expansion 16 with a spherical recess 17 which accepts a spherical head 18 of articulated (ball-and-socket) joint. The head 18 has a cylindrical shank 19 fitted in a blind axial hole 20 of the rod 1 and fixed therein with the aid of a check clamp 21 (FIG. 3) fitted in an annular groove 22 of the shank 19 and in two parallel openings 23 made in the rod 1.

The distance between the fulcrum of the articulated joint, i.e., the centre (fulcrum) S (FIG. 1) of the head 18, and a point M of intersection of the axes  $O_1$  and O of the respective rods 1 and 2 should be close to the length of an epiphysis 24 between a centre N of the head 8 of the femoral bone 3 and the longitudinal axis of the medullary canal 5 of the femoral bone 3. Said distance SM should be such that, with the femoral bone 3 in the initial physiological position, the articular interstice 11 left between the head 8 of the femoral bone 3 and the cotyloid cavity 9 of the hipbone 10, when fitting the endoappliance

in position, have an optimum amount necessary for the growth of the osseous tissue and restoration of the hip joint function. The amount  $h$  of the articular interstice 11 is set in the course of surgery for implanting the endoappliance individually for every particular patient by appropriately moving the rod 1 in the threaded joint 12. It approximates the amount of the interstice of a sound hip joint. A cotter pin 25 (FIG. 4) is provided for locking the rod 1 in a preselected position, said cotter pin fitted in respective concentric holes made in the rods 1 and 2. The plate 15 (FIG. 1) is so positioned in a supra-acetabular region 26 of the hipbone 10 that a distance between the points S and H be minimum possible. To fix the plate 15 in position two holes 27 (FIG. 5) are made therein, in which woodscrews 28 or dowel pins are fitted. The plate 15 should have such configuration as to provide its tightest adherence to the hipbone 10 (FIG. 1).

A narrower end 29 of the plate 15 is bent towards the hipbone 10 and fitted in a hole made in the hipbone 10 in the course of surgery. Thus, the plate 15 is rigidly fixed in position on the hipbone 10 and hence the axis  $O_1$  of the rod 1 is fixed in position, too.

Besides, the plate 15 is to be fixed on the hipbone 10 in a position, wherein the axis  $O_1$  of the rod 1, with the femoral bone 3 in the initial physiological position, lies substantially in a plane passing through the axis of the medullary canal 5 and the centre N of the head of the femoral bone 3. With the rod 1 in such a position the loads sustained by the lower limb correspond to the physiological loads exerted upon a sound hip joint, which tells favourably on the treatment results.

Such a construction arrangement of the endoappliance for hip joint restoration is as simple as possible, re-

tains strength of the osseous tissue, enables one to align one of the axis of rotation of the articulated joint with one of the three principal axes of hip joint rotation, and makes it possible to extend the scope of motions of the hip joint when rotated about the other two axes, i.e., in the case of abduction-adduction and flexion-extension, due to bringing the fulcrum of the articulated joint closer together with the fulcrum of the hip joint.

A surgical procedure for implantation of the proposed endoappliance for hip joint restoration is carried out as follows:

First the length of the epiphysis 24 (FIG. 1) is measured as against an X-ray photo, whereupon the appropriate standard size of the rod 1 is selected depending on said length, i.e., the rod length and diameter, as well as the required standard size of the rod 2.

Once a general preoperative treatment of the zone of surgery has been performed in a way similar to that carried out before surgery for implantation of the known endoapparatus for hip joint restoration, a hole is made in the cotyloid cavity cortical layer, said hole being arranged on the axis of the medullary canal 5. Then the rod 2 is inserted into said hole as far as its thickened portion 6 thrusts against the femoral bone 3, after which the rod 2 is rotated to assume a position, wherein the axis of the threaded hole 12 is located in a plane passing through the axis of the medullary canal 5 and the centre N of the head 8 of the femoral bone 3 and is directed towards the supra-acetabular region 26 of the hipbone 10.

Next the rod 1 is inserted into the threaded hole 12 from the lateral side of the femoral 3.

Then the shank 19 of the spherical head 18 in assembly with the plate 15 is introduced into the threaded hole 20, and the check clamp 21 is fitted into the openings 23 (FIG. 3) and the annular groove 22.

Further on, the shank 13 (FIG. 1) is rotated to move the rod 1 lengthwise its axis  $O_1$  towards the hipbone 10 until the plate 15 thrusts against the hipbone 10.

5 Thereupon a hole is made, using an osteotome, in the cortical layer of the hipbone 10 at the place of contact of the bent-out narrower end 29 of the plate 15 with the hipbone 10. It is most common practice to make the afore  
10 said hole for inserting the narrower end 29 of the plate 15 thereinto with the aid of a template, which is also used for marking out the holes 27 (FIG. 5) in the plate 15. Then the bent-out narrower end 29 of the plate 15 is fitted into said hole and the plate 15 is forced against the hipbone 10 (FIG. 1). Next the holes for wood-screws  
15 (FIG. 1) at the places of location of the holes 27 (FIG. 5) in the plate 15, and the plate 15 is fastened on the hipbone 10 (FIG. 1) by means of the woodscrews 28 or dowel pins. Further rotation of the shank 13 makes the rod 2 move along the axis  $O_1$  of the rod 1 laterally so as to  
20 establish the articular interstice 11, the amount of which depends on the distance SM, is X-ray monitored and should be adjusted within 2 and 5.5 mm individually for every particular patient in order to provide for most advantageous conditions for hip joint restoration.

25 Thereupon the shank 19 of the spherical head 18 is fixed in the axial hole 20 with the aid of the check clamp 21, while the rod 1 is fixed in the threaded hole 12 of the rod 2 with the aid of the cotter pin 25.

Then the proposed endoappliance for hip joint restoration is checked, on an operating table, for correct  
30 positioning and operation by forced movements of the lower limb, i.e., flexion-extension, abduction-adduction, and rotation.

Thereupon the surgical wound is stitched up in layers, an appropriate drain is established, and an aseptic dressing is applied.

5 Mobility of the lower limb is ensured immediately after surgery. The patient is permitted to stand on the thirteenth or fourteenth day after alleviation of pain resulting from aseptic inflammation. The lower limb  
opersted upon may be loaded on the twentieth day after surgery by, e.g., performing bicycle exercises on a ve-  
10 loergometer.

The proposed endoappliance for hip joint restoration operates as follows.

The vertical load exerted by patient's mass is transmitted through the articulated joint to the rod 1  
15 (FIG. 1) and further on through said rod to the rod 2 and is distributed over the length L of the portion of the femoral bone 3 which is situated in the latter bone, which reduces the specific load on the osseous tissue of the femoral bone 3 to a minimum value at which said  
20 tissue experiences no deformations causative of pathologies.

Such an arrangement of the rod 1 makes it possible to release the hip joint of the effect of vertical loads and of a compressive effect of the muscles, thereby provi-  
25 ding for the articular interstice 11 and affording favourable conditions for hip joint restoration under which the nature of the loads applied to the lower limb corresponds to the physiological loads exerted upon a sound hip joint.

30 In this case mobility of the hip joint, that is, the amount of angular displacement of the femoral bone 3 is increased as compared to the heretofore-known constructions of endoapparatus.

During rotation the femoral bone 3 performs angular motion about the axis SN passing through the centre S of the spherical head 18, and through the centre N of the head 8 of the femoral bone 3 within the whole scope, which  
5 is close to the amount of angular displacement of the head of a sound hip joint. In this case, the amount h of the articular interstice 11 remains invariable irrespective of the hip joint position.

During abduction-adduction of the lower limb the femoral bone 3 performs angular motion in the frontal plane, and the centre N of the head 8 of the femoral bone 3 is free to perform angular motion about the centre (fulcrum) S of the articulated joint of the rod 1, i.e., along a circular arc having a radius SN, the magnitude of said arc  
15 being restricted to the magnitude of a solid angle of the spherical recess 17 and is equal to about 40 degrees. The amount h of the articular interstice 11 is limited largely to the length of the coxofemoral ligament.

During flexion-extension of the lower limb the femoral bone 3 performs angular motion in the sagittal plane about an axis arranged substantially parallel to the frontal plane and passing through the centre (fulcrum) S of the spherical head 18, i.e., along a circular arc having a radius SN, the magnitude of said arc being not  
25 restricted by the articulated joint so that it can amount to 90 degrees and depends only on the extent of injury of ligamentary-muscular apparatus of the patient's hip joint. In this case the amount h of the articular interstice 11 changes only at the edges of the cotyloid cavity 9, while  
30 remaining practically invariable in the middle portion of said cavity irrespective of the position assumed by the femoral bone 3.

According to an embodiment of the construction arrangement of the endoappliance for hip joint restoration

as presented in FIG. 6, a rod 30 capable of sustaining loads equal to the maximum loads exerted upon the patient's lower limb, is articulated, through one of its ends, to the means for holding it to the hipbone 10 with a possibility of rotating about two mutually square axes for angular displacements of the femoral bone 3 during abduction-adduction and rotation of the lower limb. The other end of the rod 30 is articulated to the means for its holding to the femoral bone 3 for angular displacements of the femoral bone during flexion-extension of the lower limb.

Used as the means for holding to the femoral bone 3 is a rod 31 adapted for insertion into the femoral bone 3 substantially on the axis of the diaphysis 4 and arranged at an angle  $\alpha$  to the rod 30, which is substantially equal to the cervicodiaphyseal angle of the femoral bone 3. The rod 3 is similar to the rod 2 as for its construction arrangement (Fig. 1).

Articulated joint between the rods 30 (FIG. 6) and 31 enables the latter to rotate about an axis coplanar with the axes  $O_1$  and  $O'$  of the respective rods 30 and 31 and arranged at an angle  $\beta$  to the axis  $O'$  of the rod 31, which angle provides for setting of the fulcrum of the articulated joint between the rods 30, 31, during implantation of the endoappliance, to a position wherein said axis passes substantially through the centre  $N_1$  of the head 8 of the femoral bone 3.

Such an articulated joint between the rods 30 and 31 enables one to completely rule out any contact of the head 8 of the femoral bone 3 with the surface of the cotyloid cavity 9 irrespective of the position assumed by the femoral bone during flexion-extension of the lower limb, such being the most characteristic, important, and fre-

quently repeated motion of the lower limb. Thus, ruling out of such a contact provides favourable conditions for hip joint restoration. In this case flexion-extension of the lower limb, with the use of the proposed endoappliance  
5 for hip joint restoration, is effected within a whole volume, which is close to the magnitude of the angle of flexion-extension of the lower limb with a sound hip joint, said angle amounting to 140 degrees.

In an embodiment of the endoappliance for hip joint restoration as shown in FIG. 6, an articulated joint between the rods 30 and 31 is shaped as a plain bearing having a cylindrical seating face. To this end, a hole 33 is made in a clubbed end 32 of the rod 31, which is located outside the femoral bone 3, the axis of said hole being coplanar with the axes  $O_1'$  and  $O'$  of the respective rods 30  
15 and 31 and being arranged at the angle  $\beta$  to the axis  $O'$  of the rod 31. The angle  $\beta$  may lie within 76 and 90 degrees, while its magnitude is selected individually for every particular patient against, e.g., an X-ray photo of the  
20 hip joint. A cylindrical-surface shell 34 is rotatably fitted in the hole 33. To restrict an axial motion of the shell 34 in one direction, a collar 35 is therein made on one side, said collar having its outside diameter in excess of the diameter of the hole 33.

25 To restrict an axial travel of the shell 34 in the opposite direction, a ring 36 is fixed in position with the aid of, e.g., a threaded joint, on the other side of the shell 34, said ring having its outside diameter exceeding the diameter of the hole 33.

30 The shell 34 is so connected to the rod 30 that the latter is free to move lengthwise its axis  $O_1'$  and be fixed in a preselected position by virtue of a threaded joint. A threaded hole 37 is made in the shell 34, whose



axis makes up an angle  $\gamma$  with the axis of its outer cylindrical surface, said angle  $\gamma$  being equal to  $\alpha - \beta$ .

The threaded hole 37 accepts one of the ends of the rod 30. To fix the rod 30 in a predetermined position, a tapered hole 38 is made therein, arranged along its axis  $O_1'$ , a stop sleeve 39 being thread-fitted in said hole. In addition, three longitudinal slots 40 (FIG. 7) are provided in the rod 30, arranged lengthwise the tapered hole 38, and three elastic tabs 41 are established between said slots, which are adapted for locking the threaded joint between the shell 34 and the rod 30.

The means for holding the endoappliance to the hip-bone 10 (FIG. 6) in the hereindescribed embodiment of the endoappliance for hip joint restoration is shaped as a plate 42 similar in configuration to the plate 15 as shown in FIG. 1 and having two holes for the screws 28 (Fig. 8). The sole difference between the both plates resides in that the plate 42 (FIG. 6) is articulately associated with the rod 30 with a possibility of rotation about two substantially mutually square axes by virtue of two plain bearings having cylindrical seating faces.

To this aim, provision is made for two hangers 43, 44 (FIG. 8), which are interconnected, through one of their end, by means of an axle 45 (FIG. 6), which is arranged substantially square with the plane passing through the axes  $O'$  and  $O_1'$  of the respective rods 30 and 31. The hanger 43 is articulated to the plates 42 through its other end 46, which is in fact a shaft rotatably mounted in a hole 47 made in an extension 48 of the plate 42. To ensure against axial displacement of the hanger 43 its end 46 is fixed in place in the hole 47 by means of an arcuate lockpint 49. The axis of the hole 47 is coplanar with the axes  $O_1'$  and  $O'$  of the respective rods 30, 31 and is substantially square with the axis  $S_1$ .

The other hanger 44 (FIG. 8) is rigidly coupled, through its other end, to the rod 30 (FIG. 5) with the aid of a separable joint of the horse taper type. To this effect, a tapered hole 50 (FIG. 6) is made in the hanger 44 (FIG. 8), which receives an end 51 of the rod 30, said end having a tapered surface, whose taper is equal to the taper of the hole 50. Besides, the rod 30 has an axial hole 52, and the hanger 44 (FIG. 8) is provided with a threaded hole 53 coaxial with the hole 52, both of said holes accepting a coupling screw 54.

The articulated joint between the rods 30 and 31 is made as a plain bearing with a tapered seating face, which rules out the possibility of jamming of the shells of said bearing. An alternative embodiment of the articulated joint between the rods 30 and 31 is shown in FIG. 9. A hole 55 is made in the clubbed end 32 of the rod 31, the inner face of said hole being established by the surface of two cone frustums adjoining each other with their lesser bases. The outer surface of a shell 56 fitted on said hole 55 and the inner face of the hole 55 are congruent with each other, both surfaces have the same taper, and the cone generator of each taper surface makes up an angle with the axis of rotation of said surface, ranging from 24 to 36 degrees. The shell 56 is composed of two pieces interconnected through a screw 57.

Such a construction arrangement of the articulated joint between the rod 30 (FIG. 6) and the rod 31 makes it possible to reduce the size of the connecting clubbed end 32 of the rod 31 without affecting its bearing capacity, which is of paramount importance in treatment of the hip joint in children.

A surgical procedure for implantation of proposed endoappliance for hip joint restoration as represented in FIGS 6, 7, 8, 9 is carried out substantially in the same way as the procedure for implanting the endoappliance as per FIGS 1, 2, 3, 4, 5.

The rod 31 in assembly with the rod 30 is inserted into the medullary canal 5 (FIG. 6) of the femoral bone 3. A place for installing the plate 42 in assembly with the hangers 43, 44 (FIG. 8), using a template, so that the holes 52 (FIG. 6) and 53 be coaxial. The rod 31 is withdrawn, in the threaded hole 37 of the shell 34, into an extreme position towards the distal end of the neck of the femoral bone 3.

Then the plate 42 in assembly with the hangers 43 and 44 (FIG. 8) is fixed in place on the hipbone 10.

Using the coupling screw 54 (FIG. 6) the rod 30 is connected to the hanger 44 (FIG. 8), whereupon the rod 30 (FIG. 6) is rotated so as to make the rod 31 travel along the axis  $O_1$  of the rod 30 together with the femoral bone 3, thus establishing a required amount  $h$  of the articular interstice 11. Thereupon the rod 30 is fixed in position in the shell 34 by rotating the stop sleeve 39 (FIG. 7).

The proposed embodiment of the endoappliance for hip joint restoration as illustrated in FIGS 6, 7, 8 enables one to completely release the hip joint of the effect of vertical loads and of a compressive effect of the muscles. The articulated joint between the rods 30 (FIG. 6) and 31 enables the lower limb, to rotate during its flexion-extension, about the axis  $N_1M_1$  passing through the centre  $N_1$  of the head 8 of the femoral bone 3, which makes it possible to completely rule out any contact of the head 8 of the femoral bone 3 with the surface of the cotyloid cavity irrespective of the position by the femoral bone 3 during flexion-extension of the lower limb.

Considered hereinbelow are some examples of clinical application of the proposed endoappliance for hip joint restoration.

There may serve as indication for surgical treatment

with the use of the proposed endoappliance for hip joint restoration the following diseases: dysplastic, degenerative-dystrophic and posttraumatic affections of the hip joint in children, adolescents, and adults, the sole exception  
5 being coxarthrosis of the inflammatory etiology. The age span of the patients ranged from 4 to 60, predominantly with the third degree of destruction of the articular bone ends.

The only contraindication for use of the present  
10 endoappliance is coxarthrosis of the inflammatory etiology. All the hip joint affections were classified into the following seven groups as for the clinico-radiological characteristic of the pathological process:

- congenital dislocation of the hip joint;
- 15 - dysplastic and degenerative-dystrophic diseases of the hip joint in children, exhibiting the third degree of destruction of the proximal femur end (Perthes' disease, juvenile epiphysiolysis);
- coxarthrosis without cystic degeneration;
- 20 - coxarthrosis involving cystic degeneration;
- aseptic necrosis;
- dysplastic coxarthrosis (in adults only);
- posttraumatic coxarthrosis.

Surgery for implantation of the proposed endoappliance  
25 was performed in two versions depending upon the initial biomechanical situation in the hip joint involved.

#### Version I

The endoappliance was implanted without reconstructive intervention on the articular bone ends. In this case  
30 distraction of the hip joint till a required amount of the articular interstice was attained and was carried out without cutting the hip joint capsule open.

#### Version II

Surgery started from reconstructive intervention on

the articular bone ends (i.e., correctant osteotomy of the femoral bone, such as formation of the acetabular roof), which involved cutting the joint capsule open, followed by implantation of the endoappliance itself, whereby the hip joint was released and a required amount of the articular interstice was established.

Duration of the surgery according to Version I was within 45 and 50 minutes, the loss of blood being 150 to 300 ml.

Surgery according to Version II took a longer period of time, which was increased by the time required for reconstructive manipulations, being 90 to 100 minutes on the average, while the loss of blood amounted to 400 or 500 ml.

In a majority of cases such operative procedures do not require blood transfusion, while use can be made of blood substitutes in an amount of 600 to 800 ml.

The postoperative period under hospital conditions took from 15 to 21 days on the average. The surgical sutures were removed on the 10th day, large-scope movements were carried in the bed on the 12th day, walking with crutches without support on the affected leg, on the 15th or 16th day.

Afterwards the leg operated upon was loaded axially (with support on the crutches) - in 5 to 6 weeks after surgery, walking with a cane started in 8 to 10 weeks after surgery, and walking without a cane was practiced depending on patient's subjective wellbeing.

The residence time of the endoappliance in patient's tissues till completion of the treatment period ranged between four months and eight years, while that in children affected by Perthes' diseases and juvenile epiphysiolysis ranged within 4 months and one year. The femoral epiphysis

had time enough for such a period to restore completely. In patients affected by coxarthrosis of the various etiology or by aseptic necrosis the endoappliance resided in their tissues until maximum attainable rehabilitation occurred, as well as reconstruction of the articular bone ends, as monitored radiologically. The residence time in this cases depended on patient's age, the initial destruction of the articular bone ends and the degree of loss of functions. In some instances the endoappliance was left in patient's tissues at his own request.

The minimum residence time of the endoappliance in patient's tissues in that group of patients equalled one year and five months while the maximum one, eight years.

Patients with implanted endoappliance either could resume work in their former trade or were provided with other jobs.

Presented below are some patients' case histories.

#### Example 1

A female patient, 20, a student suffering from congenital supra-acetabular dislocation of the right hip joint and developing dysplastic coxarthrosis accompanied by second-degree pain syndrome, was subjected to surgery for implantation of the proposed endoappliance for hip joint restoration, as presented in FIGS 1 through 5, featuring the cervicodiaphyseal angle  $\angle$  equal to 125 degrees. Prior to implanting the endoappliance first an open reposition of the femoral bone was carried out according to Zahradniček, involving subtrochanteric osteotomy from 145 to 125 degrees. When implanting the endoappliance an articular interstice of from 3 to 4 mm was established due to distraction.

Four months after surgery and after three months of functional loading a clear-cut contour of the formed

hip joint was recognized on an X-ray pattern, as well as complete reunion of the femoral bone at the level of osteotomy in the subtrochanteric zone.

5 Nine months after surgery and upon active loading of the hip joint the latter was practically formed, while the amount of the articular interstice was retained within 3 and 4 mm.

The functional capabilities of the lower limb and the range of motions were featured by the following  
10 parameters: angle of flexion-extension, 90 to 95 degrees; angle of abduction, 25 degrees; angle of adduction, 15 degrees; angle of rotation, within a whole range.

Two years and eight months after surgery the endo-  
15 appliance for hip joint restoration was removed and the hip joint regained its functions completely.

No pathological changes in the hip joint were detected on a control X-ray pattern taken two years after removal of the endoappliance, upon an unlimited loading of the hip joint.

20 Similar surgical procedures were carried out in another ten patients with congenital hip dislocation, positive results being in all cases. Only one of the surgeries was complicated with postoperative seroma.

#### Example 2

25 A male patient, 27, a ballet-dancer suffering from bilateral cystic deforming coxarthrosis with the third-degree destruction and pain syndrome underwent surgery for implantation of the proposed endoappliance for hip joint restoration in the right lower limb, as presented in  
30 FIGS 1 to 5, the magnitude of the angle  $\alpha$  being 140 degrees.

Surgery was performed without cutting the hip joint capsule open. Upon implanting the endoappliance the amount of the articular interstice was equal to 1 or 2 mm.

The postoperative period was uneventful. Six months after surgery and upon active loading of the lower limb the hip joint regained its mobility practically to the full extent.

5       The functional capabilities of the lower limb and the range of movements were characterized by the following parameters: angle of flexion-extension, 100 degrees, angle of abduction, 15 to 30 degrees angle of adduction, 15 to 20 degrees; angle of rotation, within a whole range.

10       One year after surgery a control X-ray pattern detected a clear-cut contour of the hip joint exhibiting the amount of the articular interstice of from 1 to 2 mm. Three years later the endoappliance was withdrawn and the right hip joint regained its function fully.

15       In another year a similar surgical procedure was performed on the patient's left hip joint.

Similar favourable-outcome surgical procedures were carried out in another twelve patients affected by cystic coxarthrosis with the third-degree destruction and pain syndrome. Only two patients operated upon developed postoperative complications in the form of seroma.

#### Example 3

25       A male patient, 7 affected by Perthes' disease with destruction of degree III and pain syndrome of degree II was operated for implantation of the proposed endoappliance for hip joint restoration in the left lower limb, as presented in FIGS 6, 7, 8, featuring the angle  $\alpha$  equal to 130 degrees. The joint capsule was not cut open during implantation. As a result of distraction the articular interstice was set to be from 3 to 4 mm.

30       In two months after surgery and after five weeks of functional loading the boundaries between the fragments of the femoral head that had been clearly recognized,



practically disappeared. The epiphyseal growth zone was clearly visible. A predetermined amount of the articular interstice did not change, as well as the position of the central of the femoral head; no symptoms of destabilization of the whole structure were seen.

5 In 3.5 months after surgery and after 11 weeks of functional loading (during which period the child attended school and kept the routine way of life), an integrated epiphyseal contour was practically established. Reconst-  
10 ruction foci were clearly found in the femoral neck against a background of precedent cystic changes. The spots of destruction lost their clear-cut outlines and acquired a radiographic appearance corresponding to that of the femoral neck.

15 In eight months after surgery and after seven months of functional loading of the lower limb the epiphysis regenerated completely and acquired a contour approximating the shape of the epiphysis of the sound right hip joint.

20 One year after surgery the endoappliance was removed, and the left hip joint regained its function practically completely.

In a year after removal of the endoappliance a control X-ray pattern displayed retained normal width (amount) of the articular interstice and stabilized epiphy-  
25 seal contour. Patient's physical activities was not restricted by any special regimen of everyday life.

Similar surgical procedures were carried out in another nine patients affected by Perthes' diseases, positive re-  
30 sults being attained in all cases without postoperative complications.

#### Example 4

A male patient, 13, suffering from juvenile epiphy-  
siolysis of the left femoral head of degree II destruction

and pain syndrome was subjected to surgery for implanting the endoappliance presented in FIG. 6, the magnitude of the angle  $\alpha$  being 130 degrees.

5 No cutting of the joint capsule open was performed during implantation. As a result of distraction the width of the articular interstice was increased up to 12 mm.

10 In three weeks after surgery the following radiologic aspects were observed: further dislodging of the epiphysis was arrested, the growth zone became denser, its loose texture disappeared, the destruction area in the femoral neck at the edge of the growth zone got filled with the bone-density regenerate.

15 Three months after surgery and after two months of functional loading of the lower limb the amount of the articular interstice remained unaffected, the cervicodiaphyseal angle was equal to 130 degrees. In ten months after surgery and nine month after normal functional loading there were observed complete restoration of the femur- and a clear-cut densified contour of the cotyloid cavity. 20 The amount of the articular interstice was equal to 6 or 8 mm as seen on an X-ray pattern. Complete reunion of the epiphysis ensued. The radiographic appearance corresponded to a typical picture of the proximal femur end. The functional capabilities of the lower limb operated 25 upon were realized in a full scope. The patient retained ability to self-service completely within the entire treatment period; he attended school and kept the routine way of life.

30 One year after surgery the endoappliance was removed. Complete anatomical and functional rehabilitation of the hip joint was observed.

Similar surgical procedures were carried out in another four patients affected by juvenile epiphysiolysis,

favourable results being attained in all cases without postoperative complications.

Example 5

5 A male patient, 39, a car driver suffering from aseptic  
necrosis of the right femoral head with degree III destruc-  
tion and pain syndrome was subjected to surgery for  
implanting the endoappliance as illustrated in FIGS 1  
through 5, having a cervicodiaphyseal angle  $\alpha$  equal to  
130 degrees. The operative intervention was performed with-  
10 out cutting the joint capsule open and involved no addi-  
tional surgical manipulations whatever on the joint ends  
articulated together. The amount of the articular inter-  
stice after distraction was equal to 6 or 7 mm.

Four months after surgery and after three months of  
15 graduated loading of the lower limb the femoral head  
lost a sclerosed background, while its defect was presented  
on an X-ray pattern as a shadow characteristic of a spongy  
bone but was devoid of its clear-cut picture.

One year after surgery the amount of the preset arti-  
20 cular interstice remains unaffected, i.e., 5 to 7 mm. The  
femoral head densified its contour started to regain its  
continuity.

In four years after surgery the femoral head regained  
its contour completely except for a hardly detectable  
25 marginal spot measuring 0.2x0.3 cm.

Six years after surgery and after four years of routine  
loading of the lower limb complete utilization of the  
necrotized areas of the femoral head ensued, while the  
lost mass of the femoral head and a normal radiographic  
30 appearance of the articulated ends of the hip joint were  
restored. The patient regained ability to perform light  
job in one year and nine months after surgery, while another  
year later he resumed his former occupation as a car driver.

Similar surgical interventions were carried out in another 14 patients suffering from aseptic necrosis of the femoral head, favourable results being attained in all cases. Only two cases exhibited postoperative complications as fistulas.

Example 6

A male patient, 43, an electrician affected by posttraumatic coxarthrosis in the form of an inveterate nonrepositioned supraposterior dislocation of the right femoral bone involving avulsion of the margin of the cotyloid cavity with degree II destruction and degree III pain syndrome was subjected to surgery for implantation of the endoappliance presented in FIGS 6, 7, 8, featuring the angle  $\alpha$  equal to 130 degrees.

The femoral head was repositioned by the open technique, that is by cutting the joint capsule open. The post-distraction width of the articular interstice was within 5 and 8 mm.

In fifteen days after surgery the functional capabilities of the lower limb operated upon were quite adequate, viz., angle of active flexion, 90 degrees, angle of abduction, 27 degrees, angle of rotation, in the norm.

In twenty-one days after surgery the patient was permitted to walk with crutches without supporting on the lower limb operated upon while in three months after surgery complete loading of the lower limb was allowed. The patient's self-servicing was restored, the pain syndrome disappeared.

One year after surgery the functional capabilities of the lower limb operated upon were found to be excellent. No painful syndrome whatever. The amount of the articular interstice remained within the limits of 5 or 6 mm. There was observed a positive aspect of structural reconstruction

of the subchondral segment of the femoral head and neck. The margin-together foci of osteoporosis that had occupied the principal mass of the head, nearly disappeared, the contours of the femoral head and of the cotyloid cavity were defined clearly.

One year and five months after surgery the endoappliance was withdrawn. An X-ray pattern displayed complete restoration of the shape and radiographic appearance of the hip joint.

Similar surgical procedures were carried out in another nine patients suffering from posttraumatic coxarthrosis, positive results being attained in all cases. Only two patients developed fistulas in the postoperative period.

#### Industrial Applicability

The proposed endoappliance for hip joint restoration is applicable in orthopedics and traumatology for treatment of pathologies associated with the hip joint locomotordysfunction. The present endoappliance can be applied to good advantage for treatment of degenerative-dystrophic diseases of the hip joint (coxarthrosis) of and etiology, such as dysplasia, juvenile epiphysiclysis, cystose dystrophy, aseptic necrosis of the femoral head, Perthes' disease reumatoid or tuberculous affection of the hip joint, traumatic lesions and congenital hip joint dislocation in children and adults. Treatment of the aforelisted diseases proves to be most successful, when applying the proposed endoappliance for hip joint restoration, in the initial stages thereof.

CLAIMS

1. An endoappliance for hip joint restoration, comprising a first rod (1) capable of sustaining loads that are substantially equal to the maximum loads taken up by patient's lower limb, the rod being articulated through one of its ends to a means for holding the rod to a femoral bone (3) whereas the other end thereof is articulated to a means for holding the rod to a hipbone (40), characterized in that the means for holding the rod (1) to the femoral bone (3) is shaped as a second rod (2) adapted to be fitted inside the femoral bone (3) substantially along the axis of a diaphysis (4) and arranged at an angle ( $\alpha$ ) to the first rod (1), the angle being substantially equal to the cervicodiaphyseal angle.
2. An endoappliance for hip joint restoration as claimed in Claim 1, characterized in that the length (L) of the second rod (2) portion situated inside the femoral bone (3) is substantially equal to half the length of patient's femoral bone (3).
3. An endoappliance for hip joint restoration, as claimed in Claim 2, characterized in that a thread (2) portion along the length (L) inside the femoral bone (3).
4. An endoappliance for hip joint restoration as claimed in Claims 1, or 2, or 3, characterized in that the first rod (1) is associated with the second rod (2) with the aid of a threaded joint which enables the first rod (1) to move lengthwise its own axis ( $O_1$ ).
5. An endoappliance for hip joint restoration as claimed in Claim 4, characterized in that a tapered hole (38) is provided at an end of a first rod (30) facing the threaded joint, which hole is arranged along the rod axis, and at least three longitudinal slots (40) are provided, arranged lengthwise the tapered hole (38), as well as a stop sleeve (39) is fitted in the tapered hole (38) with the aid of a threaded joint.

6. An endoappliance for hip joint restoration as claimed in Claim 1 or 2, or 3, characterized in that the first and the second rods (30, 31) are interconnected through an articulated joint capable of rotating about  
5 an axis coplanar with the axes of the both rods (30, 31) and arranged at such an angle ( $\beta$ ) to the axis of the second rod (31) that ensures setting of the articulated joint fulcrum, during the implantation of the endoappliance to a position, wherein it passes substantially through  
10 a centre (N) of a head (8) of the femoral bone (3).

7. An endoappliance for hip joint restoration as claimed in Claim 4, characterized in that the first and the second rods (30, 31) are interconnected through an articulated joint capable of rotating about an axis  
15 coplanar with the axes of both rods (30, 31) and arranged at such an angle ( $\beta$ ) to the axis of the second rod (31) that ensures setting of the articulated joint fulcrum, during the implantation of the endoappliance to a position, wherein it passes substantially through a centre (N)  
20 of a head (8) of the femoral bone (3).

8. An endoappliance for hip joint restoration as claimed in Claim 5, characterized in that the the first and the second rods (30, 31) are interconnected through an articulated joint capable of rotating about an axis  
25 coplanar with the axes of both rods (30, 31) and arranged at such an angle ( $\beta$ ) to the axis of the second rod (31) that ensures setting of the articulated joint fulcrum, during the implantation of the endoappliance to a position, wherein it passes substantially through a centre (N)  
30 of a head (8) of the femoral bone (3).

9. An endoappliance for hip joint restoration as claimed in Claim 6, characterized in that the angle ( $\beta$ ), between the fulcrum of the articulated joint and the axis (O) of the second rod (31) makes up an angle of from  
35 76 to 90 degrees.

10. An endoappliance for hip joint restoration as claimed in Claim 7 or 8 characterized in that the angle ( $\beta$ ) between the fulcrum of the articulated joint and the axis (O) of the second rod (31) makes up an angle of from 76 to 90 degrees.

11. An endoappliance for hip joint restoration as claimed in Claim 6, characterized in that the articulated joint is shaped as a plain bearing having a tapered seating face.

10 12. An endoappliance for hip joint restoration as claimed in Claim 7 or 8, characterized in that the articulated joint is made as a plain bearing having a tapered seating face.

15 13. An endoappliance for hip joint restoration as claimed in Claim 9, characterized in that the articulated joint is made as a plain bearing having a tapered seating face.

20 14. An endoappliance for hip joint restoration as claimed in Claim 10, characterized in that the articulated joint is shaped as a plain bearing having a tapered seating face.



## ENDOAPPLIANCE FOR HIP JOINT RESTORATION

### Abstract

5     An endoappliance for hip joint restoration comprises a first rod (1) capable of sustaining loads substantially equal to the maximum loads taken up by the patient's lower limb and articulated, through one of its ends, to a means for holding the rod to the hipbone (10), while the other rod end is connected to a means for holding it to the femoral bone (3), which is in  
10 effect a second rod (2) adapted to be inserted into the femoral bone (3) substantially along the diaphyseal axis and arranged at such an angle ( $\alpha$ ) to the rod first (1) that is substantially equal to the cervico-diaphyseal angle.

- 34 -

сустава по п. 6, отличающийся тем, что угол ( $\beta$ ) между осью шарнира и осью (0) дополнительного стержня (3I) составляет от 76 до 90°.

5        IO. Эндоаппарат для восстановления тазобедренного сустава по п. 7 или 8, отличающийся тем, что угол ( $\beta$ ) между осью шарнира и осью (0) дополнительного стержня (3I) составляет от 76 до 90°.

IO        II. Эндоаппарат для восстановления тазобедренного сустава по п. 6, отличающийся тем, что шарнир выполнен в виде подшипника скольжения с конической формой опорной поверхности.

I5        I2. Эндоаппарат для восстановления тазобедренного сустава по п. 7 или 8, отличающийся тем, что шарнир выполнен в виде подшипника скольжения с конической формой опорной поверхности.

20        I3. Эндоаппарат для восстановления тазобедренного сустава по п. 9, отличающийся тем, что шарнир выполнен в виде подшипника скольжения с конической формой опорной поверхности.

I4. Эндоаппарат для восстановления тазобедренного сустава по п. IO, отличающийся тем, что шарнир выполнен в виде подшипника скольжения с конической формой опорной поверхности.

- 33 -

соединения выполнено коническое отверстие (38), расположенное по его оси, и по длине этого отверстия (38) - по меньшей мере три продольных паза (40), и имеется  
5 стопорная втулка (39), установленная в этом отверстии (38) с помощью резьбового соединения.

6. Эндоаппарат для восстановления тазобедренного сустава по п. 1 или 2, или 3, отличающийся тем, что основной и дополнительный стержни (30, 31)  
10 связаны между собой шарниром, обеспечивающим поворот вокруг оси, лежащей в общей плоскости с осями обеих стержней (30, 31) и расположенной под углом ( $\beta$ ) к оси дополнительного стержня (31), обеспечивающим при имплантации эндоаппарата установку оси шарнира в положение,  
15 при котором она проходит по существу через центр (N) головки (8) бедренной кости (3).

7. Эндоаппарат для восстановления тазобедренного сустава по п. 4, отличающийся тем, что основной и дополнительный стержни (30, 31) связаны между собой шарниром, обеспечивающим поворот вокруг оси,  
20 лежащей в общей плоскости с осями обеих стержней (30, 31) и расположенной под углом ( $\beta$ ) к оси дополнительного стержня (31), обеспечивающим при имплантации эндоаппарата установку оси шарнира в положение, при котором  
25 она проходит по существу через центр (N) головки (8) бедренной кости (3).

8. Эндоаппарат для восстановления тазобедренного сустава по п. 5, отличающийся тем, что основной и дополнительный стержни (30, 31) связаны между собой шарниром, обеспечивающим поворот вокруг оси,  
30 лежащей в общей плоскости с осями обеих стержней (30, 31) и расположенной под углом ( $\beta$ ) к оси дополнительного стержня (31), обеспечивающими при имплантации эндоаппарата установку оси шарнира в положение, при котором  
35 она проходит по существу через центр (N) головки (8) бедренной кости (3).

9. Эндоаппарат для восстановления тазобедренного

## ФОРМУЛА ИЗОБРЕТЕНИЯ

1. Эндоаппарат для восстановления тазобедренного сустава пациента, содержащий стержень (1), способный  
5 выдерживать нагрузки, по существу равные максимальным нагрузкам, воспринимаемым нижней конечностью пациента, одним концом связанный со средством крепления к бедренной кости (3), а другим концом шарнирно соединенный со средством крепления к тазовой кости (10), о т л и ч а -  
10 ю щ и й с я тем, что средство крепления стержня (1) к бедренной кости выполнено в виде дополнительного стержня (2), предназначенного для установки внутри бедренной кости (3) по существу по оси диафиза (4) и расположенного под углом ( $\alpha$ ) к основному стержню (1),  
15 по существу равным шеечно-диафизарному углу.

2. Эндоаппарат для восстановления тазобедренного сустава по п. 1, о т л и ч а ю щ и й с я тем, что  
длина (L) участка дополнительного стержня (2), расположенного внутри бедренной кости (3), по существу  
20 равна половине длины бедренной кости (3) пациента.

3. Эндоаппарат для восстановления тазобедренного сустава по п. 2, о т л и ч а ю щ и й с я тем, что  
на дополнительном стержне (2) по длине (L) участка, расположенного внутри бедренной кости (3), выполнена  
25 резьба.

4. Эндоаппарат для восстановления тазобедренного сустава по любому из пунктов 1 или 2, или 3, о т л и -  
ч а ю щ и й с я тем, что основной стержень (1) связан с дополнительным стержнем (2) с помощью резьбового  
30 соединения, обеспечивающего перемещение основного стержня (1) вдоль своей оси ( $O_1$ ).

5. Эндоаппарат для восстановления тазобедренного сустава по п. 4, о т л и ч а ю щ и й с я тем, что  
на конце основного стержня (30) со стороны резьбового

- 31 -

## Промышленная применимость

- Предлагаемый эндоаппарат для восстановления тазобедренного сустава применяется в ортопедии и травматологии для лечения патологий, связанных с нарушением функций тазобедренного сустава. Он может быть с успехом использован для лечения дегенеративно-дистрофических заболеваний тазобедренного сустава (коксартроза) любого происхождения на различных стадиях заболеваний, таких, как дисплазия, юношеский эпифизиолиз, кистозная дистрофия, асептический некроз головки тазобедренного сустава, болезнь Пертеса, ревматоидное и туберкулезное поражение тазобедренного сустава, травмы, врожденный вывих у детей и взрослых. Наибольший успех при лечении заболеваний достигается на их начальных стадиях.

- 30 -

## П р и м е р 6

Пациенту в возрасте 43 лет, электрику с посттравматическим коксартрозом в виде застарелого невправленного  
5      ного верхне-заднего вывиха головки правой бедренной  
кости с отрывом края вертлужной впадины II степени де-  
струкции и III степенью болевого синдрома был импланти-  
рован эндоаппарат, представленный на рис 6, 7, 8, с  
углом  $\alpha = 130^\circ$ .

10      Вправление головки бедренной кости было произве-  
дено открытым способом, то есть с вскрытием суставной  
сумки. После дистракции ширина суставной щели достигла  
5-8 мм.

15      Через 15 дней после операции функциональные воз-  
можности конечности были вполне достаточные, а именно  
активное сгибание -  $90^\circ$ , отведение -  $27^\circ$ , ротация - в  
норме.

20      Через 21 сутки разрешена ходьба на костылях без  
опоры на конечность, а через 3 месяца после операции -  
полная нагрузка на конечность. Самообслуживание восста-  
новилось. Исчез болевой синдром.

25      Через год после операции функциональные возмож-  
ности были отличные. Болевого синдрома не было. Величи-  
на суставной щели сохранена в пределах 5-6 мм. Наблюда-  
лась позитивная картина перестройки структуры субхонд-  
рального отдела головки и шейки. Почти исчезли соединя-  
ющиеся очаги остеопороза, занимавшие основную массу го-  
ловки, четко определились контуры головки и вертлужной  
впадины.

30      Через год и 5 месяцев после операции эндоаппарат  
был удален. На рентгенограмме наблюдалось полное вос-  
становление формы и рентгеноструктуры тазобедренного  
сустава.

35      Подобные хирургические операции были проведены  
еще у 9 пациентов с посттравматическим коксартрозом.  
Положительные результаты были достигнуты во всех слу-  
чаях. У двух пациентов в послеоперационном периоде на-  
блюдались свищи.

- 29 -

нений не было.

### П р и м е р 5

Пациенту в возрасте 39 лет, шоферу, с асептическим некрозом головки правой бедренной кости III степени деструкции и болевым синдромом III степени был имплантирован эндоаппарат, представленный на фиг. I-5, с шеечно-диафизарным углом  $\alpha = 130^\circ$ . Операция производилась без вскрытия суставной сумки и без каких-либо дополнительных хирургических манипуляций на сочлененных концах сустава. После distraction величины суставной щели составила 6-7 мм.

Через 4 месяца после операции и 3-х месяцев дозированной нагрузки конечности головка бедренной кости утратила склерозированный фон, а дефект ее на рентгенограмме был представлен рентгеноструктурной тенью, характерной для губчатой кости, но без четкого ее рисунка.

Через год после операции сохранилась выставленная величина суставной щели от 5 до 7 мм. Головка уплотнилась. Наметилось восстановление непрерывности ее контура.

Через 4 года контур головки был полностью восстановлен, за исключением едва просматривающегося краевого участка размером 0,2 x 0,3 см.

Спустя 6 лет после операции и 4-х лет обычной нагрузки конечности, произошла полная утилизация некротизированных участков головки бедра, а утраченная масса головки и рентгенорисунок сочлененных концов тазобедренного сустава восстановились. К облегченному труду пациент приступил через I год 9 месяцев после операции, а еще через год вернулся к профессии шофера легкового автомобиля.

Подобные хирургические операции были проведены еще у 14 пациентов с асептическим некрозом головки бедренной кости. Положительные результаты были достигнуты во всех случаях. Из них только в двух случаях были осложнения (свищи).

- 28 -

Подобные хирургические операции проведены еще у 9 пациентов с болезнью Пертеса. Во всех случаях был достигнут положительный результат. Осложнений не было.

5            П р и м е р    4

Пациенту в возрасте 13 лет с юношеским эпифизеоллизом головки левой бедренной кости II степени деструкции и болевым синдромом II степени был имплантирован эндоаппарат, представленный на фиг. 6, с углом  $\alpha = 130^\circ$ .

10           При имплантации суставная сумка не вскрывалась. В результате дистракции ширина суставной щели была увеличена до 12 мм.

Через 3 недели после операции наблюдалась следующая рентгено-структуральная картина: приостановлено  
15           смещение эпифиза, ростковая зона стала более плотной, исчезла ее разрыхленность, участок деструкции в шейке по краю ростковой зоны заполнился регенератом костной плотности.

Через три месяца после операции и двух месяцев  
20           функциональной нагрузки конечности величина суставной щели сохранилась. Шеечно-диафизарный угол составил  $130^\circ$ . Через 10 месяцев после операции и 9 месяцев нормальной функциональной нагрузки наблюдалось полное восстановление головки бедренной кости и четкий уплотненный контур вертлужной впадины. По рентгенограмме величина  
25           суставной щели составляла 6-8 мм. Наступило полное сращение эпифиза. Рентгеноструктура соответствовала типичному рисунку проксимального конца бедра. Функциональные возможности прооперированной нижней конечности осуществлялись в полном объеме. Пациент в течение всего времени  
30           лечения сохранял полностью возможность самообслуживания, посещая школу, вел обычный образ жизни.

Через год после операции эндоаппарат был удален. Наблюдалась полная анатомическая и функциональная  
35           реабилитация тазобедренного сустава.

Подобные хирургические операции были проведены еще у 4-х пациентов с юношеским эпифизеоллизом. Во всех случаях был достигнут положительный результат. Ослож-



- 27 -

степени. Только у двух из прооперированных больных наблюдались осложнения в виде сером.

### Пример 3

5 Пациенту в возрасте 7 лет с болезнью Пертеса III степени деструкции и болевым синдромом II степени был имплантирован эндоаппарат для восстановления тазобедренного сустава левой нижней конечности, представленный на фиг. 6, 7, 8, с  $\alpha = 130^\circ$ . При имплантации суставная сумка не вскрывалась. В результате деструкции  
10 суставная щель была установлена от 3 до 4 мм.

Через два месяца после операции и пяти недель функциональной нагрузки ранее хорошо прослеживаемые границы между фрагментами головки бедренной кости практически исчезли. Четко прослеживалась ростковая зона  
15 эпифиза. Заданная величина суставной щели не изменилась, положение центра головки не изменилось, признаков дестабилизации конструкции не было.

Через 3, 5 месяца после операции и II недель функциональной нагрузки (ребенок в это время ходил в школу и вел обычный образ жизни) практически сформировался  
20 единый контур эпифиза. В шейке четко определились очаги перестройки на фоне предшествующих кистозных изменений. Участки деструкции потеряли четкость контуров и приобрели рентгеноструктуру, соответствующую структуре  
25 шейки бедра.

Через 8 месяцев после операции и 7 месяцев функциональной нагрузки конечности эпифиз полностью регенерировал, приобрел контур, приближающийся к форме  
30 эпифиза здорового правого тазобедренного сустава.

Через год с момента операции эндоаппарат был удален. Функция левого тазобедренного сустава была практически полностью восстановлена.

Через год с момента удаления эндоаппарата на  
35 контрольной рентгенограмме отмечалось сохранение нормальной ширины (величины) суставной щели, и стабилизация контура эпифиза. При этом физическая активность пациента не была ограничена каким-либо бытовым режимом.

- 26 -

зультаты наблюдались во всех случаях. Лишь одна из операций была с осложнением в виде серомы.

### П р и м е р 2

5 Пациенту в возрасте 27 лет, артисту балета, с деформирующим двусторонним коксартрозом кистовидной формы III степени деструкции с болевым синдромом III степе-  
10 ни была проведена хирургическая операция по имплантации эндоаппарата для восстановления тазобедренного сустава правой нижней конечности, представленного на фиг. I-5, с величиной угла  $\alpha = 140^\circ$ .

Хирургическая операция проводилась без вскрытия  
15 суставной сумки тазобедренного сустава. При установке эндоаппарата величина суставной щели составляла от I до 2 мм.

Послеоперационный период протекал без осложнений. Спустя 6 месяцев после операции при активной нагрузке на нижнюю конечность подвижность тазобедренного сустава, была практически полностью восстановлена.

20 Функциональные возможности нижней конечности и объем движения характеризовались следующими параметрами:

угол сгибания-разгибания -  $100^\circ$ , отведение -  $15-30^\circ$ , приведение -  $15-20^\circ$ , ротация - в полном объеме.

25 Спустя I год после хирургической операции, на рентгенограмме определялся четкий контур тазобедренного сустава с величиной суставной щели от I до 2 мм.

Спустя 3 года, пациенту был удален эндоаппарат для восстановления тазобедренного сустава и функция  
30 правого тазобедренного сустава была полностью восстановлена.

Через год по просьбе пациента аналогичная хирургическая операция была проведена на левом тазобедренном суставе.

35 Подобные операции с положительными исходами были проведены у 12 больных с коксартрозом кистовидной формы третьей степени деструкции с болевым синдромом III

- 25 -

## Пример I

Пациентке, 20 лет, студентке, с врожденным над-  
ацетабулярным вывихом правого тазобедренного сустава  
и развивающимся диспластическим коксартрозом с болевым  
синдромом II степени, была проведена хирургическая опе-  
рация по имплантации эндоаппарата для восстановления  
тазобедренного сустава, представленного на фиг. I-5,  
с шеечно-диафизарным углом  $\alpha = 125^\circ$ . При проведении  
хирургической операции перед установкой эндоаппарата  
сначала осуществляли открытое вправление бедренной кос-  
ти по Заградничеку с подвертельной остеотомией от  $145^\circ$   
до  $125^\circ$ . При установке эндоаппарата за счет дистракции  
была образована суставная щель в пределах от 3 до 4 мм.

Спустя 4 месяца после хирургической операции и  
трех месяцев функциональной нагрузки на рентгенограмме  
определяется четкий контур сформированного тазобедрен-  
ного сустава и полное сращение бедренной кости в под-  
вертельной зоне на уровне остеотомии.

Спустя 9 месяцев после операции при активной на-  
грузке практически сформирован тазобедренный сустав,  
величина суставной щели сохранялась в пределах от 3 до  
4 мм.

Функциональные возможности нижней конечности и  
объем движения характеризовались следующими парамет-  
рами: угол сгибания-разгибания составлял от  $90^\circ$  до  $95^\circ$ ,  
угол отведения -  $25^\circ$ , угол приведения -  $15^\circ$ , угол ро-  
тации - в полном объеме.

Спустя 2 года 8 месяцев, пациентке был удален эн-  
доаппарат для восстановления тазобедренного сустава,  
и функция тазобедренного сустава была полностью вос-  
становлена.

На контрольной рентгенограмме, спустя 2 года пос-  
ле удаления эндоаппарата, при неограниченной нагрузке  
нижней конечности патологических изменений в тазобе-  
дренном суставе не обнаружено.

Подобные хирургические операции проведены еще у  
десяти больных с врожденным вывихом. Положительные ре-

- 24 -

При втором варианте длительность операции увеличивалась на время, необходимое для реконструктивных манипуляций, и в среднем составила от 90 до 100 минут.

5 При этом кровопотери достигали 400-500 мл.

В большинстве случаев эти операции не требуют переливания крови, а могут быть использованы кровезаменители в объеме 600-800 мл.

10 Послеоперационный период в стационаре занял в среднем от 15 до 21 дня. При этом швы снимались на 10-ый день, объемные движения в постели осуществлялись на 12-ый день, ходьба с костылями без опоры на ногу - на 15-16-ый день.

15 В последующем начинали нагружать ногу по оск (не оставляя костыли) через 5-6 недель после операции, переходили на ходьбу с тростью через 8-10 недель после операции, переходили на ходьбу без трости в зависимости от самочувствия.

20 Сроки пребывания эндоаппарата в тканях до завершения лечения колебались от 4 месяцев до 8 лет. У детей (при болезни Пертеса и юношеском эпифизеолизе) эндоаппарат находился в тканях от 4 месяцев до 1 года. За это время практически полностью восстанавливался эпифиз бедренной кости. У пациентов с коксартрозом различного происхождения и асептическим некрозом эндоаппарат ос-  
25 тавался в тканях до максимально возможной реабилитации и перестройки суставных концов, контролируемых рентгенологически. Время пребывания в этом случае зависит от  
30 возраста пациента, исходной деструкции суставных концов и степени утраты функций. В некоторых случаях эндоаппарат после завершения лечения оставался в тканях по личному настоянию пациента.

35 Минимальный срок нахождения эндоаппарата в тканях у этой группы пациентов составлял 1 год 5 месяцев, максимальный - 8 лет.

Пациенты с имплантируемым эндоаппаратом работали по своей профессии или были трудоустроены.

- 23 -

сартроза воспалительной этиологии. Возрастной диапазон пациентов был в пределах от 4-х до 60 лет, преимущественно с третьей степенью деструкции суставных концов.

- 5 Противопоказанием является коксартроз воспалительной этиологии. Все поражения тазобедренного сустава были разделены по клинико-рентгенологической характеристике патологического процесса на семь групп:
- врожденный вывих бедра;
  - 10 - диспластические и дегенеративно-дистрофические заболевания тазобедренного сустава у детей с третьей степенью разрушения проксимального конца бедра (болезнь Пертеса, юношеский эпифизеолиз);
  - коксартроз без кистовидного перерождения;
  - 15 - коксартроз с кистовидным перерождением;
  - асептический некроз;
  - диспластический коксартроз (у взрослых);
  - посттравматический коксартроз.

- 20 Хирургическая операция по имплантации эндоаппарата проводилась в двух вариантах в зависимости от исходной биомеханической ситуации в тазобедренном суставе.

#### В а р и а н т

- Эндоаппарат имплантировался без реконструктивного вмешательства на суставных концах. В этом случае дист-  
25 ракция тазобедренного сустава до требуемой величины суставной щели осуществлялась без вскрытия капсулы тазобедренного сустава.

#### В а р и а н т

- Хирургическая операция начиналась с реконструк-  
30 тивного вмешательства на суставных концах (корректирующая остеотомия бедренной кости, например, формирование крыши вертлужной впадины), требующего вскрытия капсулы сустава, а затем имплантировался эндоаппарат, посредством которого разгружался тазобедренный сустав и созда-  
35 валась требуемая величина суставной щели.

При первом варианте длительность операции достигала 45-50 минут, а кровопотери - 150-200 мл.

- 22 -

В медулярный канал 5 (фиг. 6) бедренной кости 3 стержень 3I вводится в сборе со стержнем 30. С помощью шаблона намечается место установки пластины 42 в сборе с проушинами 43, 44 (фиг. 8) так, чтобы отверстия 52 (фиг. 6) и 53 были соосны. Стержень 3I отводится в резьбовом отверстии 37 вкладыша 34 в крайнее положение в направлении к дистальному концу шейки бедренной кости 3.

10 Затем на тазовой кости 10 крепится пластина 42 в сборе с проушинами 43 и 44 (фиг. 8).

Посредством стяжного винта 54 (фиг. 6) стержень 30 соединяется с проушиной 44 (фиг. 8). Далее вращением стержня 30 (фиг. 6) перемещают стержень 3I вдоль оси 15  $O_1$  стержня 30 вместе с бедренной костью 3, выставляя требуемую величину  $h$  суставной щели II. После этого вращением стопорной втулки 39 (фиг. 7) фиксируется положение стержня 30 во вкладыше 34.

Предлагаемый вариант эндоаппарата для восстановления тазобедренного сустава, представленный на фиг. 6, 7, 8, также полностью позволяет разгрузить тазобедренный сустав от действия вертикальных нагрузок и от сжимающего воздействия мышц. При этом шарнирное соединение стержней 30 (фиг. 6) и 3I обеспечивает при сгибании 25 и разгибании нижней конечности ее поворот вокруг оси  $N_1 M_1$ , проходящей через центр  $N_1$  головки 8 бедренной кости 3, что позволяет полностью исключить контакт головки 8 бедренной кости 3 с поверхностью вертлужной впадины 9 в любом положении бедренной кости 3 при сгибании-разгибании нижней конечности. 30

Рассмотрим далее примеры клинического использования патентуемого эндоаппарата для восстановления тазобедренного сустава.

Показанием к хирургическому лечению с применением 35 предлагаемого эндоаппарата для восстановления тазобедренного сустава явились диспластические, дегенеративно-дистрофические и посттравматические поражения тазобедренного сустава у детей и взрослых за исключением кок-

- 21 -

общей плоскости с осями  $O'_I$  и  $O'$  стержней 30 и 3I и по существу перпендикулярна оси  $S_1$ .

Другая проушина 44 (фиг. 8) другим своим концом жестко связана со стержнем 30 (фиг. 6) с помощью разъемного соединения типа конуса "Морзе". Для этого в проушине 44 (фиг. 8) выполнено коническое отверстие 50 (фиг. 6), в котором установлен конец 5I стержня 30, имеющий коническую поверхность, конусность которой равна конусности отверстия 50. Кроме того, в стержне 30 выполнено осевое отверстие 52, а в проушине 44 (фиг. 8) - соосное ему резьбовое отверстие 53, в которых установлен стяжной винт 54.

Шарнирное соединение стержней 30 и 3I выполнено в виде подшипника скольжения с конической формой опорной поверхности, что исключает вероятность заклинивания вкладыша этого подшипника. Вариант шарнирного соединения стержней 30 и 3I представлен на фиг. 9. В утолщенном конце 32 стержня 3I выполнено отверстие 55, внутренняя поверхность которого образована поверхностями двух усеченных конусов, сопряженных основаниями, имеющими меньший диаметр. Наружная поверхность вкладыша 56, установленного в этом отверстии 55, и внутренняя поверхность отверстия 55 конгруэнтны. Конусность обеих поверхностей одинакова, и угол наклона образующей каждой конической поверхности к ее оси вращения составляет от  $24^\circ$  до  $36^\circ$ . Вкладыш 56 состоит из двух частей, соединенных между собой винтом 57.

Такое выполнение шарнирного соединения стержней 30 (фиг. 6) и 3I позволяет также уменьшить размеры соединительного утолщенного конца 32 стержня 3I без снижения его несущей способности, что очень важно при лечении тазобедренного сустава у детей.

Хирургическая операция по имплантации эндоаппарата для восстановления тазобедренного сустава, представленного на фиг. 6, 7, 8, 9, проводится по существу подобно операции по имплантации эндоаппарата, представленного на фиг. 1, 2, 3, 4, 5.

- 20 -

динения, кольцо 36, наружный диаметр которого больше диаметра отверстия 33.

- Вкладыш 34 связан со стержнем 30 с возможностью перемещения стержня 30 вдоль своей оси  $O'_I$  и фиксации в выбранном положении посредством резьбового соединения. Во вкладыше 34 выполнено резьбовое отверстие 37, ось которого расположена под углом  $\gamma$  к оси его наружной цилиндрической поверхности, равным  $\alpha - \beta$ .
- В резьбовом отверстии 37 установлен один конец стержня 30. Для фиксации стержня 30 в выбранном положении в нем по его оси  $O'_I$  выполнено коническое отверстие 38, в котором на резьбе установлена стопорная втулка 39. Кроме того, по длине конического отверстия 38 в стержне 30 выполнены три продольных паза 40 (фиг. 7), между которыми образованы три упругих лепестка 41, служащих для заклинивания резьбового соединения вкладыша 34 и стержня 30.

- Средство крепления к тазовой кости 10 (фиг. 6) в описываемом варианте эндоаппарата для восстановления тазобедренного сустава выполнено в виде пластины 42, по конфигурации подобной пластине 15, показанной на фиг. 1, и имеющей два отверстия, в которых установлены винты 28 (фиг. 8). Отличие заключается в том, что пластина 42 (фиг. 6) шарнирно связана со стержнем 30 с возможностью поворота вокруг двух по существу взаимно перпендикулярных осей посредством двух подшипников скольжения с цилиндрическими опорными поверхностями.

- Для этого имеются две проушины 43, 44 (фиг. 8), одни концы которых соединены осью 45 (фиг. 6), расположенной по существу перпендикулярно плоскости, проходящей через оси  $O'$  и  $O'_I$  стержней 30 и 31. Пропушина 43 другим концом 46 шарнирно связана с пластиной 42. Этот ее конец представляет собой ось, установленную с возможностью вращения в отверстии 47, выполненном в выступе 48 пластины 42. Для предотвращения осевого перемещения проушины 43 ее конец 46 зафиксирован в отверстии дугообразным штифтом 49. Ось отверстия 47 лежит в



- 19 -

5 стержня 3I, обеспечивающим при имплантации эндоаппарата установку оси шарнирного соединения обеих стержней 30 и 3I в положение, при котором эта ось проходит по существу через центр  $N_1$  головки 8 бедренной кости 3.

10 Такое шарнирное соединение стержней 30 и 3I позволяет полностью исключить контакт головки 8 бедренной кости 3 с поверхностью вертлужной впадины 9 в любом положении бедренной кости 3 при сгибании и разгибании нижней конечности, которое является наиболее характерным, важным и часто повторяющимся движением нижней конечности. Исключение такого контакта создает благоприятные условия для восстановления тазобедренного сустава. При этом сгибание и разгибание нижней конечности при 15 использованием предлагаемого эндоаппарата для восстановления тазобедренного сустава осуществляется в полном объеме, близком к величине угла сгибания и разгибания нижней конечности при здоровом тазобедренном суставе. Этот угол может достигать  $140^\circ$ .

20 В варианте эндоаппарата для восстановления тазобедренного сустава, показанном на фиг. 6, шарнирное соединение стержней 30 и 3I выполнено в виде подшипника скольжения с цилиндрической опорной поверхностью. Для этого на утолщенном конце 32 стержня 3I, расположенном снаружи бедренной кости 3, выполнено отверстие 25 33, ось которого лежит в общей плоскости с осями  $O_1'$  и  $O'$  обеих стержней 30 и 3I и расположена под углом  $\beta$  к оси  $O'$  стержня 3I. Этот угол  $\beta$  может лежать в пределах от  $76^\circ$  до  $90^\circ$ . Величина угла  $\beta$  выбирается индивидуально для каждого пациента, например, по рентгенограмме тазобедренного сустава. В отверстии 33 установлен с возможностью вращения вкладыш 34 с цилиндрической опорной поверхностью. Для ограничения осевого перемещения вкладыша 34 в одном направлении с одной стороны в нем выполнен кольцевой бурт 35, наружный диаметр которого больше диаметра отверстия 33.

35 Для ограничения осевого перемещения вкладыша 34 в другом направлении с другой стороны на вкладыше 34 жестко закреплено, например, с помощью резьбового сое-

- 18 -

составляет около  $40^\circ$ . Величина  $h$  суставной щели II в основном ограничена длиной связок тазобедренного сустава.

- 5 При сгибании-разгибании нижней конечности угловое перемещение бедренной кости 3 осуществляется в сагиттальной плоскости вокруг оси, расположенной по существу перпендикулярно фронтальной плоскости и проходящей через центр сферической головки 18 по дуге окружности радиусом 20 SN, величина которой шарнирным соединением не ограничена, может достигать  $90^\circ$  и зависит лишь от индивидуального строения тазобедренного сустава. При этом величина  $h$  суставной щели II изменяется только по краям вертлужной впадины 9, а в средней части остается 15 практически без изменения в любом положении бедренной кости 3.

- В варианте конструктивного выполнения эндоаппарата для восстановления тазобедренного сустава, представленном на фиг. 6, стержень 30, способный выдерживать 20 нагрузки, равные максимальным нагрузкам, воздействующим на нижнюю конечность пациента, одним концом шарнирно связан со средством крепления к тазовой кости 10 с возможностью поворота вокруг двух взаимно перпендикулярных осей для угловых перемещений бедренной кости 3 при отведении-приведении и ротации нижней конечности. Другим 25 концом стержень 30 шарнирно связан со средством крепления к бедренной кости 3 для угловых перемещений бедренной кости 3 при сгибании-разгибании нижней конечности.

- В качестве средства крепления к бедренной кости 30 3 использован стержень 31, предназначенный для установки внутри бедренной кости 3 по существу по оси диафиза 4, расположенный под углом  $\alpha$  к стержню 30, по существу равным шеечно-диафизарному углу, и по выполнению аналогичный стержню 2 (фиг. 1).

- 35 Шарнирное соединение стержней 30 (фиг. 6) и 31 обеспечивает возможность поворота стержня 31 вокруг оси, лежащей в общей плоскости с осями  $O_1$  и  $O'$  обоих стержней 30 и 31 и расположенной под углом  $\beta$  к оси  $O'$

- 17 -

но на десятый или одиннадцатый день, например, занятиями на велоэргометре.

Эндоаппарат для восстановления тазобедренного  
5 сустава работает следующим образом.

Вертикальная нагрузка от веса пациента передается через шарнирное соединение на стержень I (фиг. I) и через него на стержень 2 и распределяется по длине I участка бедренной кости 3, внутри которого он установлен, что снижает удельную нагрузку на костную ткань  
10 бедренной кости 3 до минимума, при котором эта ткань не испытывает деформаций, приводящих к патологии.

Такое расположение стержня I позволяет разгрузить тазобедренный сустав от действия вертикальных нагрузок и от сжимающего воздействия мышц, тем самым обеспечивая  
15 наличие суставной щели II и благоприятные условия для восстановления тазобедренного сустава, при которых характер нагрузок на нижнюю конечность соответствует физиологическим нагрузкам при здоровом тазобедренном суставе.  
20

При этом подвижность тазобедренного сустава, то есть величина угловых перемещений бедренной кости 3, по сравнению с известными конструкциями эндоаппаратов увеличивается.

При ротации угловое перемещение бедренной кости 3 осуществляется вокруг оси SN, проходящей через центр S сферической головки I8 и центр N головки 8 бедренной кости 3, в полном объеме, близком к величине  
25 углового перемещения головки здорового тазобедренного сустава. При этом величина h суставной щели II в любом положении не изменяется.  
30

При отведении-приведении нижней конечности угловое перемещение бедренной кости 3 осуществляется во фронтальной плоскости, и центр N головки 8 бедренной  
35 кости 3 может совершать угловое перемещение вокруг центра S шарнирного соединения стержня I, то есть по дуге окружности с радиусом SN, величина которой ограничена величиной телесного угла сферической внемки I7 и

- 16 -

кости IO до упора пластины I5 в тазовую кость IO.

Далее, в месте контакта отогнутого узкого конца 29 пластины I5 с тазовой костью IO остеотомом выполняется отверстие в ее кортикальном слое. Чаще всего отверстие для введения отогнутого конца 29 пластины I5 выполняется с применением шаблона, с помощью которого размечаются также места расположения отверстий 27 (фиг. 5) пластины I5. Отогнутый узкий конец 29 пластины I5 вводится в это отверстие. Пластина I5 поджимается к тазовой кости IO (фиг. I). В местах расположения отверстий 27 (фиг. 5) в тазовой кости IO (фиг. I) выполняются отверстия под шурупы 28 (фиг. 5) (или дюбели) и последними пластина I5 закрепляется на тазовой кости IO (фиг. I). Дальнейшим поворотом хвостовика I3 стержень 2 перемещается по оси  $O_I$  стержня I в латеральном направлении для создания суставной щели II, величина которой определяется расстоянием  $SM$ , регистрируется с помощью рентгеноконтроля и устанавливается индивидуально для каждого больного равной 2-55 мм, обеспечивая наиболее благоприятные условия для восстановления тазобедренного сустава.

После этого осуществляется фиксация с помощью скобы 2I хвостовика I9 сферической головки I8 в осевом отверстии 20 стержня I и фиксация стержня I в резьбовом отверстии I2 стержня 2 с помощью шплинта 25.

Затем на операционном столе выверяется правильность установки и работы эндоаппарата для восстановления тазобедренного сустава при принудительном перемещении нижней конечности: сгибании-разгибании, отведении-приведении и ротации.

После этого хирургическая рана послойно ушивается с дренажом и накладывается асептическая повязка.

Подвижность нижней конечности обеспечивается сразу же после хирургической операции. Пациенту разрешается вставать после операции на третий или четвертый день после уменьшения болей от асептического воспаления. Нагружать прооперированную нижнюю конечность мож-

- 15 -

Такое конструктивное выполнение эндоаппарата для восстановления тазобедренного сустава обладает предельной простотой, сохраняет прочность костной ткани, по-  
5 зволяет совместить одну ось из осей поворота шарнира с одной из трех основных осей вращения тазобедренного сустава, а именно с осью ротации, и при повороте вокруг двух других осей, то есть при отведении-приведении, сгибании-разгибании за счет приближения центра шарнира  
10 к центру сустава позволяет увеличить объем движений тазобедренного сустава.

Хирургическая операция по имплантации эндоаппарата для восстановления тазобедренного сустава производится в следующей последовательности.

15 Предварительно, по рентгенограмме, определяется длина эпифиза 24 (фиг. 1) и, в зависимости от нее, выбирается типоразмер стержня 1, то есть его длина и соответственно его диаметр, а также типоразмер стержня 2.

После общей подготовки зоны проведения хирургической операции, осуществляемой аналогично операциям  
20 по установке известных эндоаппаратов для лечения тазобедренного сустава, в кортикальном слое вертельной ямки выполняется отверстие, расположенное по оси медулярного канала 5. В это отверстие вводится стержень 2 до  
25 упора его утолщенного участка 6 в бедренную кость 3. Вращением стержень 2 устанавливается в положение, при котором ось резьбового отверстия 12 расположена в плоскости, проходящей через ось медулярного канала 5 и центр и головки 8 бедренной кости 3, и направлена в  
30 надацетабулярную область 26 тазовой кости 10.

Затем стержень 1 с латеральной стороны бедренной кости 3 вводится в резьбовое отверстие 12.

В осевое отверстие 20 стержня 1 вводится хвостовик 19 сферической головки 18 в сборе с пластиной 15,  
35 а в отверстия 23 (фиг. 3) и кольцевую проточку 22 устанавливается скоба 21.

Далее, вращением хвостовика 13 (фиг. 1) стержень 1 перемещается вдоль оси  $O_1$  в направлении к тазовой

- I4 -

быть таким, чтобы в исходной физиологической установке бедренной кости 3 между головкой 8 бедренной кости 3 и вертлужной впадиной 9 тазовой кости 10 при закреплении эндоаппарата суставная щель II имела оптимальную величину, необходимую для роста костной ткани и восстановления функции тазобедренного сустава. Величина  $h$  суставной щели II в процессе хирургической операции по имплантации эндоаппарата устанавливается индивидуально для каждого пациента путем перемещения стержня I в резьбовом отверстии 12. Она должна быть близкой к величине суставной щели здорового тазобедренного сустава. Для фиксации стержня I в выбранном положении имеется шпилит 25 (фиг. 4), установленный в выполненных в стержнях I и 2 соосных отверстиях. Пластина 15 (фиг. 1) устанавливается в надацетатбулярной области 26 тазовой кости 10 так, чтобы расстояние между точками S и N было минимально возможным. Для закрепления пластины 15 в ней выполнены два отверстия 27 (фиг. 5), в которых установлены шурупы 28 или дюбели. Конфигурация пластины 15 должна быть такой, чтобы обеспечивалось возможно более плотное ее прилегание к тазовой кости 10 (фиг. 1).

Узкий конец 29 пластины 15 отогнут в сторону тазовой кости 10 и устанавливается в отверстие, выполняемом в этой тазовой кости 10 в процессе хирургической операции. Этим обеспечивается жесткая фиксация положения пластины 15 на тазовой кости 10 и, следовательно, фиксация положения оси  $O_I$  стержня I.

Кроме того, пластину 15 необходимо закрепить на тазовой кости 10 в положении, при котором ось  $O_I$  стержня I в исходной физиологической установке бедренной кости 3 лежит по существу в плоскости, проходящей через ось медулярного канала 5 и центр N головки бедренной кости 3. При таком расположении стержня I характер нагрузок, воспринимаемых нижней конечностью, соответствует физиологическим нагрузкам при здоровом тазобедренном суставе, что положительно сказывается на результатах лечения.

- 13 -

Стержень 2 связан со стержнем 1 с возможностью перемещения стержня 1 вдоль своей оси  $O_1$  и фиксации в выбранном положении, что существенно облегчает и упрощает процесс выставления величины суставной щели II.

Эта связь может быть выполнена любым известным образом. В описываемом варианте эндоаппарата для восстановления тазобедренного сустава использовано резьбовое соединение концов стержней 1 и 2, обеспечивающее перемещение стержня 1 вдоль своей оси  $O_1$ . Участок 6 стержня 2 выполнен утолщенным и в нем выполнено резьбовое отверстие I2, ось которого расположена под углом  $\alpha$  к оси 0 стержня 2.

Для облегчения перемещения стержня 1 на его конце, выступающем из резьбового отверстия I2, выполнен хвостовик I3 под гаечный ключ и шлицы I4 под отвертку.

Другим концом стержень 1 связан со средством крепления к тазовой кости 10 и соединен с ним посредством шарнирного соединения, допускающего вращение стержня 1 вокруг общей точки S.

Средство крепления стержня 1 к тазовой кости может быть выполнено любым известным образом. В описываемом варианте эндоаппарата для восстановления тазобедренного сустава оно представляет собой пластину I5, на одной стороне которой имеется утолщение I6 со сферической выемкой I7, в которой расположена сферическая головка I8 шарнирного соединения. Головка I8 имеет цилиндрический хвостовик I9, установленный в глухом осевом отверстии 20 в стержне 1 и закрепленный в нем с помощью скобы 21 (фиг. 3), расположенной в кольцевой проточке 22 хвостовика I9 и двух параллельно расположенных отверстиях 23, выполненных в стержне 1.

Расстояние между центром шарнирного соединения, то есть между центром S (фиг. 1) головки I8 и точкой M пересечения осей  $O_1$  и 0 стержней 1 и 2 должно быть близким к длине эпифиза 24 между центром N головки 8 бедренной кости 3 и продольной осью медулярного канала 5 этой бедренной кости 3. Это расстояние SM должно

- 12 -

4 внутри медулярного канала 5. Стержень 2 расположен под углом  $\alpha$  к стержню 1, величина которого по существу равна величине шейно-диафизарного угла и может составлять от 120 до 140°.

Диаметр стержня 2 может быть от 9,5 до 11 мм и выбирается в зависимости от диаметра медулярного канала 5.

10 Длина стержня 2 должна быть такой, чтобы его свободный конец был расположен в средней части диафиза 4. Длина  $L$  участка стержня 2, устанавливаемого внутри бедренной кости 3, по существу равна половине длины бедренной кости 3 и составляет от 125 мм для детей и до 180 мм для взрослых. Такая длина  $L$  обеспечивает 15 снижение удельных нагрузок на костную ткань бедренной кости 3 до величин, при которых ее костная ткань не подвергается патологическим изменениям в течение всего времени, которое эндоаппарат находится в организме человека.

20 Участок 6 стержня 2, расположенный снаружи бедренной кости 3, выполнен утолщенным. Он предназначен для соединения со стержнем 1.

Участок 7 стержня 2, расположенный на свободном конце стержня 2, выполнен заостренным для облегчения 25 его ввода в медулярный канал 5. Кроме того, для облегчения ввода стержня 2 внутрь бедренной кости 3 и для равномерного распределения нагрузок по длине бедренной кости 3 на участке  $L$  стержня 2, устанавливаемого внутри бедренной кости 3, выполнена резьба. Целесообразно, 30 чтобы эта резьба была упорной, с наружным диаметром  $d_1 = 12$  мм (фиг. 2), внутренним диаметром  $d_2 = 8,6$  мм и шагом  $t = 4$  мм. При таком средстве крепления к бедренной кости 3 (фиг. 1) обеспечивается жесткая фиксация положения центра  $N$  головки 8 бедренной кости 3 в 35 вертлужной впадине 9 тазовой кости 10 и, следовательно, сохранение установленной величины суставной щели 11 тазобедренного сустава, так как упорная резьба предотвращает осевое перемещение стержня 2.



## - II -

масштабе;

фиг. 5 - вид по стрелке В на фиг. I, с изображением части основного стержня;

5       фиг. 6 - вариант выполнения эндоаппарата для восстановления тазобедренного сустава с основным стержнем, шарнирно соединенным со средством крепления к тазовой кости и связанным со средством крепления к бедренной кости, общий вид в исходной физиологической установке  
10   бедренной кости (продольный разрез), согласно изобретению;

фиг. 7 - разрез УП-УП на фиг. 6, в увеличенном масштабе;

15       фиг. 8 - вид по стрелке С на фиг. 6, с изображением части основного стержня;

фиг. 9 - частично основной и дополнительный стержни в месте их шарнирного соединения, выполненного в виде подшипника скольжения с конической формой опорной поверхности, в увеличенном масштабе (продольный разрез),  
20   согласно изобретению.

#### Лучший вариант осуществления изобретения

Эндоаппарат для восстановления тазобедренного сустава содержит стержень I (фиг. I) преимущественно круглого сечения, способный выдерживать нагрузки, равные  
25   максимальным нагрузкам, воздействующим на нижнюю конечность человека. Стержень I может быть изготовлен из металла или сплава, инертного по отношению к внутренней среде организма человека, в качестве которого часто используется, например титановый сплав, идентичный "vitalium"  
30   um ". Нагрузки на стержень I могут составлять до 5Р, где Р - вес пациента. Обычно диаметр стержня I составляет от 10 до 16 мм.

Стержень I одним концом связан со средством крепления к бедренной кости, в качестве которого использован другой стержень 2, предназначенный для установки  
35   внутри бедренной кости 3, по существу по оси О диафиза

- 10 -

этом отверстии с помощью резьбового соединения стопорную втулку.

- Для того, чтобы практически полностью исключить
- 5 контакт головки тазобедренного сустава с вертлужной впадиной при сгибании-разгибании нижней конечности целесообразно, чтобы в эндоаппарате для восстановления тазобедренного сустава основной и дополнительный стержни были связаны между собой шарниром, обеспечивающим
- 10 поворот вокруг оси, лежащей в общей плоскости с осями обоих стержней и расположенной под углом к оси дополнительного стержня, обеспечивающим при имплантации эндоаппарата установку оси шарнира в положение, при котором она проходит по существу через центр головки бедренной кости.
- 15

Выгодно, чтобы в эндоаппарате для восстановления тазобедренного сустава угол между осью шарнира и осью дополнительного стержня составлял от  $76^\circ$  до  $90^\circ$ .

- В эндоаппарате для восстановления тазобедренного
- 20 сустава шарнир выгодно выполнить в виде подшипника скольжения с конической формой опорной поверхности.

#### Краткое описание чертежей

- В дальнейшем изобретение поясняется описанием конкретных примеров его выполнения и прилагаемыми
- 25 чертежами, на которых:

- фиг. 1 изображает общий вид эндоаппарата для восстановления тазобедренного сустава со стержнем, шарнирно соединенным со средством крепления к тазовой кости с возможностью его вращения вокруг общей точки, в исходной физиологической установке бедренной кости (продольный разрез), согласно изобретению;
- 30

фиг. 2 - узел А на фиг. 1, в увеличенном масштабе;

- фиг. 3 - разрез III-III на фиг. 1, в увеличенном масштабе;
- 35

фиг. 4 - разрез IV-IV на фиг. 1, в увеличенном

- 9 -

ня по оси диафиза снижаются удельные нагрузки на костную ткань бедренной кости до величин, при которых костная ткань не испытывает деформаций, приводящих к патологиям. В зоне концентрации напряжений, расположенной в месте контакта свободного конца дополнительного стержня с кортикальным слоем, бедренная кость цела, не ослаблена, поскольку отверстие для ввода дополнительного стержня расположено в кортикальном слое вертельной ямки.

При таком средстве крепления к бедренной кости обеспечивается жесткая фиксация положения центра головки бедренной кости в вертлужной впадине и, следовательно, обеспечивается сохранение установленной величины суставной щели.

Целесообразно, чтобы в эндоаппарате для восстановления тазобедренного сустава длина участка дополнительного стержня, расположенного внутри бедренной кости, была по существу равна половине длины бедренной кости пациента.

Желательно, чтобы в эндоаппарате для восстановления тазобедренного сустава, для облегчения введения дополнительного стержня внутрь бедренной кости, на дополнительном стержне по длине участка, расположенного внутри бедренной кости, была выполнена резьба.

Полезно, чтобы в эндоаппарате для восстановления тазобедренного сустава основной стержень был связан с дополнительным стержнем с помощью резьбового соединения, обеспечивающего перемещение основного стержня вдоль своей оси. Это существенно облегчает и упрощает в процессе хирургической операции выставление величины суставной щели.

Выгодно в эндоаппарате для восстановления тазобедренного сустава, для фиксации в выбранном положении основного стержня на конце основного стержня со стороны резьбового соединения выполнить коническое отверстие, расположенное по его оси, и по длине этого отверстия - по меньшей мере три продольных паза, и установить в

- 8 -

эндоаппарат для восстановления тазобедренного сустава с таким средством крепления на бедренной кости и таким его расположением, которые практически не ослабляли бы костную ткань бедренной кости и при которых характер и величина нагрузок, действующих на бедренную кость, были бы близкими к физиологическим нагрузкам, воспринимаемым здоровой нижней конечностью, на протяжении всего срока восстановления тазобедренного сустава.

10       Поставленная задача решена тем, что в эндоаппарате для восстановления тазобедренного сустава, содержащем стержень, способный выдерживать нагрузки, по существу равные максимальным нагрузкам, воспринимаемым нижней конечностью пациента, одним концом связанный со

15       средством крепления к бедренной кости, а другим концом шарнирно соединенный со средством крепления к тазовой кости, согласно изобретению, средство крепления стержня к бедренной кости выполнено в виде дополнительного стержня, предназначенного для установки внутри бедрен-

20       ной кости по существу по оси диафиза и расположенного под углом к основному стержню, по существу равным шейечно-диафизарному углу.

      Такое достаточно простое конструктивное выполнение эндоаппарата для восстановления тазобедренного сустава со средством крепления к тазовой кости в виде

25       стержня, предназначенного для установки внутри бедренной кости по оси диафиза и расположенного под углом к основному стержню, по существу равным шейечно-диафизарному углу, предопределяет установку основного стержня над шейкой бедренной кости с расположением его оси по

30       существу параллельно оси эпифиза в плоскости, проходящей через ось диафиза и центр головки сустава, при котором характер и величина нагрузок, действующих на нижнюю конечность, соответствуют физиологическим нагруз-

35       кам, воспринимаемым здоровой нижней конечностью. При этом тазобедренный сустав полностью разгружен, что создает благоприятные условия для его восстановления.

Кроме того, при установке дополнительного стерж-

- 7 -

При таком конструктивном выполнении эндоаппарат консолюно закрепляется на бедренной кости, что приводит к возникновению опрокидывающего момента, увеличивающего нагрузки на бедренную кость. При этом характер физиологических нагрузок, воспринимаемых группой мышц, приводящих в движение нижнюю конечность, не соответствует физиологическим нагрузкам мышц при здоровом тазобедренном суставе, что при длительном сроке лечения неизбежно приводит к перестройке мышечного корсета. Для закрепления эндоаппарата на тазовой кости в последней выполняется отверстие, в которое вводятся дугообразные элементы, опирающиеся на тазовую кость в двух точках. Дугообразные элементы средства крепления к тазовой кости связаны с дистракционным механизмом, обеспечивающим в процессе хирургической операции по имплантации эндоаппарата изменение расстояния между центром головки стержня и точками опоры дугообразных элементов для выставления заданной величины суставной щели. Дистракционный механизм имеет сложное конструктивное выполнение и процесс регулировки величины суставной щели достаточно сложен и требует значительных затрат операционного времени.

Таким образом, в описанном эндоаппарате для восстановления тазобедренного сустава выполнение средства крепления стержня к бедренной кости в виде двух дугообразных элементов, имеющих по существу две точки контакта с бедренной костью, ослабляет бедренную кость, приводит к возникновению концентрации напряжений в точках контакта, создает дополнительную нагрузку на бедренную кость, что отрицательно сказывается на результатах лечения, приводит к резорбции костной ткани и дестабилизации положения эндоаппарата, что снижает сроки его применения.

35

## Раскрытие изобретения

В основу изобретения поставлена задача создать

- 6 -

Кроме того, закрепление гребенки на шейке бедренной кости создает в этой области зоны концентрации напряжений в костной ткани, вызывающие некроз и разрушение шейки, которая уже поражена заболеванием.

- 5 Следует также отметить, что при использовании этого эндоаппарата невозможно жестко зафиксировать положение головки бедра в вертлужной впадине, то есть выставить необходимую величину суставной щели.
- 10 Известен эндоаппарат для восстановления тазобедренного сустава (GB, A, 1507953), служащий опорной конструкцией нижней конечности и выполняющий функции тазобедренного сустава для его полной разгрузки на период восстановления. Он содержит стержень, способный
- 15 выдерживать нагрузки, по существу равные максимальным нагрузкам, воспринимаемым нижней конечностью пациента, одним концом связанный со средством крепления к бедренной кости, а другим концом шарнирно соединенный со средством крепления к тазовой кости.
- 20 Средство крепления стержня к тазовой кости и средство крепления стержня к бедренной кости подобны и по конструктивному выполнению достаточно сложны. Каждое из них содержит два дугообразных элемента, одни концы которых контактируют между собой, а другие на-
- 25 правлены в противоположные стороны.
- Шарнирное соединение стержня представляет собой дугообразный желоб, предназначенный для установки над шейкой бедренной кости, в котором установлена сферическая головка, выполненная на одном конце стержня, с
- 30 возможностью перемещения вдоль желоба и поворота вокруг центра головки. Другой конец стержня отогнут вниз и связан со средством крепления бедренной кости. Стержень при установленном эндоаппарате расположен спереди бедренной кости, а дугообразные элементы средства крепления к бедренной кости расположены внутри диафиза.
- 35 Для введения их внутрь бедренной кости в кортикальном слое выполняется отверстие, которое существенно ослабляет бедренную кость в месте концентрации напряжений.

- 5 -

- Каждое из них представляет собой дугообразную гребенку, заостренные зубья которой расположены на ее вогнутой поверхности, а на выпуклой поверхности гребенок жестко закреплены втулки, оси которых расположены симметрично относительно концов гребенок. Причем ось втулки, закрепленной на гребенке, предназначенной для закрепления на тазовой кости, расположена радиально, а ось втулки, закрепленной на гребенке, предназначенной для закрепления на бедренной кости, лежит в ее радиальной плоскости и расположена под острым углом к радиусу. Стержень установлен одним концом с возможностью осевого перемещения во втулке, закрепленной на гребенке, предназначенной для закрепления на тазовой кости. На другом конце стержня выполнена сферическая головка. Во втулке, закрепленной на гребенке, предназначенной для закрепления на бедренной кости, установлен вкладыш со сферической выемкой, в которой расположена головка стержня, образующая сферический шарнир. Кроме того, в обеих втулках установлены пружины сжатия, одна - между вкладышем и гребенкой, а другая - между стержнем и другой гребенкой, предназначенные для динамической разгрузки тазобедренного сустава.

- При имплантации этого эндоаппарата для восстановления тазобедренного сустава одна гребенка устанавливается на тазовой кости в надацетабулярной области, а другая - на шейке бедренной кости так, чтобы втулки были соосны. Причем втулки и стержень устанавливаются в положении, близком к вертикальному, над эпифизом.

- Такое конструктивное выполнение эндоаппарата для восстановления тазобедренного сустава позволяет с его помощью лишь частично уменьшить нагрузку на тазобедренный сустав и практически разгружает его только от действия мышечных спазмов, возникающих при заболевании, величина которых может достигать 80 кг. То есть метод лечения, основанный на применении этого эндоаппарата, по существу является альтернативой операциям на мягких тканях, в частности, операции Фосса ("висящее бедро").

- 4 -

онных устройств, предназначенных для разгрузки сустава с сохранением опороспособности и подвижности нижней конечности и подвижности тазобедренного сустава. При этом важным условием успешного восстановления сустава является способность шарнирно-дистракционного устройства обеспечить оптимальное положение головки бедренной кости в вертлужной впадине с необходимой величиной суставной щели.

10 В настоящее время существуют два вида шарнирно-дистракционных устройств: устройства, имплантируемые в тело больного частично, и устройства, имплантируемые в тело больного полностью.

15 Применение шарнирно-дистракционных устройств сокращает время постельного режима. Больной через более короткий срок после хирургической операции начинает нагружать прооперированную нижнюю конечность. Активизация мышечных сокращений улучшает лимфо- и кровоснабжение области пораженного сустава, способствует быстрому рассасыванию продуктов распада, кровоизлияний, отеков, улучшает тканевый обмен и течение репаративных процессов, восстанавливает нарушенные рефлексорные связи, восстанавливает эластичность связочно-сумочного аппарата и усиливает продуцирование синовиальной жидкости.

25 В результате это останавливает прогрессирование дегенеративно-дистрофического процесса, устраняет болевой синдром, а в образованной между поверхностями головки бедренной кости и вертлужной впадины суставной щели наблюдается рост костной ткани и гиалинового хрящевого покрытия суставных концов, то есть происходит процесс формирования естественного нормального сустава.

30 Известен эндоаппарат для восстановления тазобедренного сустава (SU, A, 1251889), содержащий стержень, одним концом связанный со средством крепления к тазовой кости, а другим - шарнирно связанный со средством крепления к бедренной кости.

Средство крепления к тазовой кости и средство крепления к бедренной кости практически идентичны.



- 3 -

аппаратов.

- Из всех хирургических методов лечения коксартроза, конечной целью которых является восстановление опорно-двигательных функций нижней конечности, в лечебной мировой практике явное предпочтение отдается тотальному эндопротезированию. Все другие перечисленные оперативные методы (остеотомия, артродез) носят паллиативный характер. Они, как правило, лишь задерживают развитие дегенеративно-дистрофического процесса на какой-то период, и, в конечном счете, хирурги-ортопеды вынуждены прибегать к тотальному эндопротезированию.

- Сущность этого метода состоит в одновременном полном замещении резецированного конца бедренной кости и резецированной вертлужной впадины эндопротезами из материала, индифферентного по отношению к внутренней среде организма (пластмассы, металла, керамики).

- Однако в процессе эксплуатации в результате износа и механических разрушений работоспособность эндопротеза теряется. Срок службы эндопротеза в 2-3 раза меньше срока жизни больного. Замена же эндопротеза является серьезной проблемой вследствие дефицита костной ткани, так как при извлечении эндопротеза удаляется часть биологических материалов, окружающих поврежденные части, что ведет к ослаблению крепления новой конструкции и к осложнениям, возникающим при повторных хирургических вмешательствах. Поэтому хирурги-ортопеды склонны проводить операцию эндопротезирования больным в пожилом возрасте.

- Кроме того, подобные хирургические вмешательства высоко травматичны и опасны. Особенно повышается витальный риск в пожилом возрасте и, главное, возможны осложнения, при которых требуется полное удаление эндопротеза, приводящее к полной потере функций нижней конечности.

Более перспективным является хирургический метод лечения, основанный на регенеративной способности костной и хрящевой ткани с применением шарнирно-дистракци-

- 2 -

заболеваний других суставов опорно-двигательного аппарата человека. Процент заболеваний коксартрозом достаточно высок и в СССР составляет от 3 до 4% трудоспособного населения.

Коксартроз связан с деструктивными изменениями тазобедренного сустава и приносит человеку особо тяжелые страдания, лишает его трудоспособности и самообслуживания в быту, вызывает постоянно действующие боли.

Известные методы лечения патологий тазобедренного сустава, связанных с его деструктивными изменениями, делятся на консервативные и хирургические.

Консервативные методы включают лечебно-физическую культуру без осевой нагрузки конечности, разгрузку конечности вытяжением в постели или временной гипсовой иммобилизацией, физиопроцедуры, стимулирующие региональное кровообращение в суставе и конечности в целом, массаж, электрофорез, фармакологические средства.

Однако консервативные методы могут в лучшем случае задержать развитие дегенеративно-дистрофического процесса, причем только на его начальных стадиях. Это связано с ранней диагностикой коксартроза, которая даже для специалистов сложна. Поэтому в лечебной практике чаще приходится встречаться с дегенеративно-дистрофическим процессом II-III степени, то есть, когда при рентгеновском обследовании больного сустава отмечается не только значительное сужение суставной щели, но и деформация контуров головки и вертлужной впадины.

В настоящее время отдается явное предпочтение хирургическим методам, как наиболее интенсивным и эффективным. К ним относятся: остеотомия, артродез, артропластика, костная артропластика, эндопротезирование суставных поверхностей, операции на мягких тканях, одностороннее эндопротезирование (эндопротезирование проксимального конца бедренной кости или вертлужной впадины), двухстороннее (тотальное) эндопротезирование (эндопротезирование проксимального конца бедренной кости и вертлужной впадины), с использованием шарнирно-дистракционных

## ЭНДОАППАРАТ ДЛЯ ВОССТАНОВЛЕНИЯ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА

### Область техники

Настоящее изобретение относится к медицине, в частности к хирургии, ортопедии и травматологии, касается имплантируемых устройств для лечения опорно-двигательного аппарата человека, а именно эндоаппарата для восстановления тазобедренного сустава.

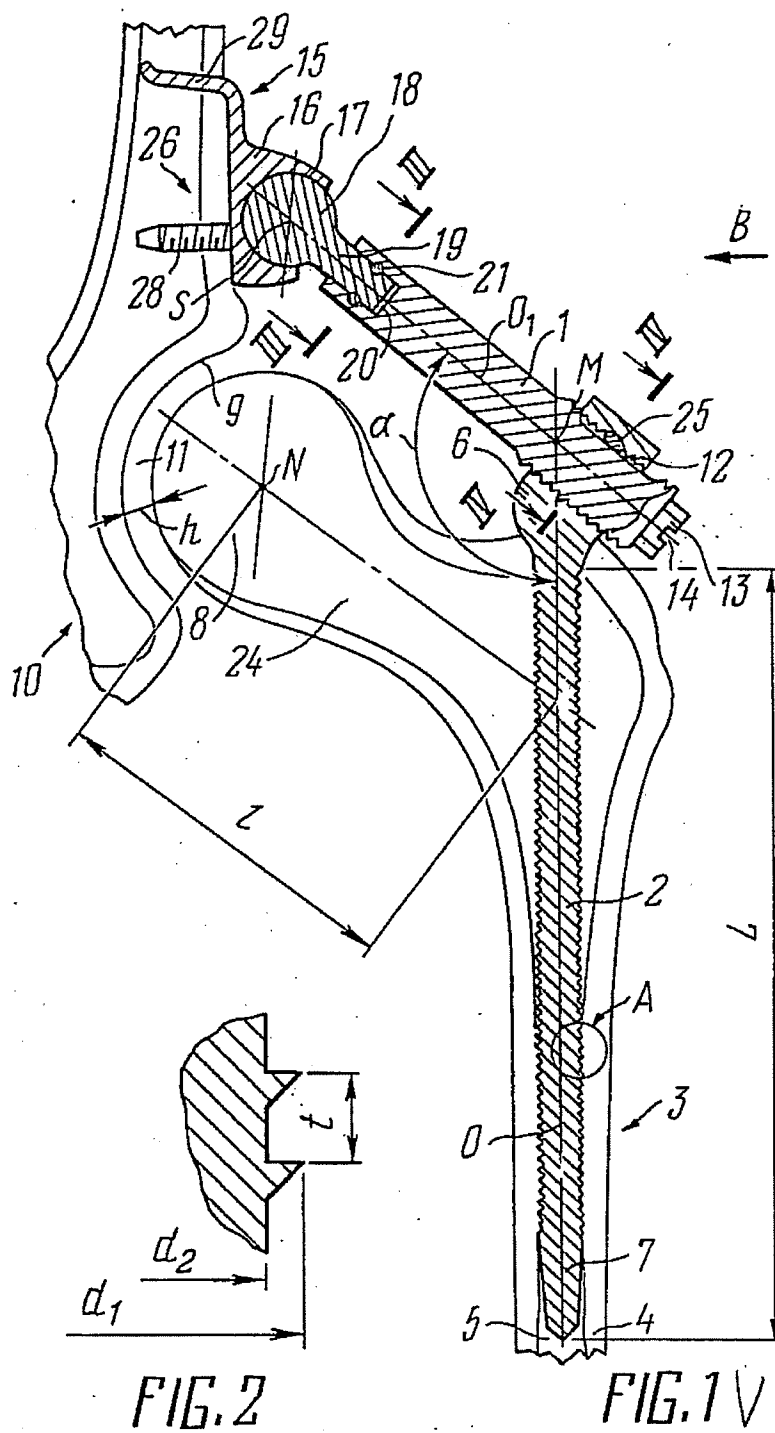
### Предшествующий уровень техники

10 В опорно-двигательном аппарате человека наиболее важным и уязвимым является тазобедренный сустав, нагрузки на который достигают величин, в пять и более раз превышающих вес человека. При этом подвижность головки тазобедренного сустава в вертлужной впадине должна  
15 обеспечить подвижность нижней конечности человека при ее сгибании-разгибании, приведении-отведении и ротации. Угловые перемещения головки здорового тазобедренного сустава лежат в достаточно широком диапазоне: угол сгибания составляет от  $120^{\circ}$  до  $150^{\circ}$ , угол разгибания - от  $10^{\circ}$  до  $15^{\circ}$ , угол приведения - от  $25^{\circ}$  до  $30^{\circ}$ , угол отведения - от  $25^{\circ}$  до  $30^{\circ}$ , угол ротации "кнаружи" - от  $60^{\circ}$  до  $80^{\circ}$ , угол ротации "внутри" - от  $40^{\circ}$  до  $70^{\circ}$ .

Угол сгибания-разгибания-это угол между осью диафиза и вертикальной осью туловища в сагиттальной плоскости. Угол отведения-приведения-это угол между  
25 осью диафиза и вертикальной осью туловища во фронтальной плоскости. Угол ротации-это угол поворота по существу вокруг вертикальной оси. При этом в исходной физиологической установке бедра, когда ось диафиза составляет с вертикальной осью туловища угол, равный  $87^{\circ}$ ,  
30 все эти углы равны нулю.

Дегенеративно-дистрофические поражения тазобедренного сустава встречаются гораздо чаще аналогичных

1/4



2/4

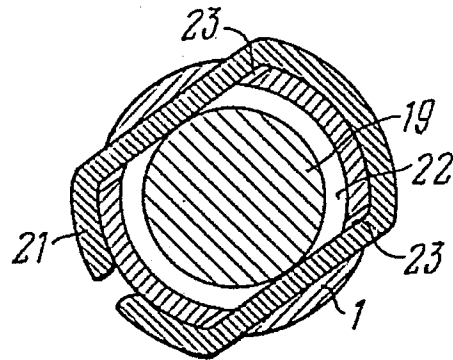


FIG. 3

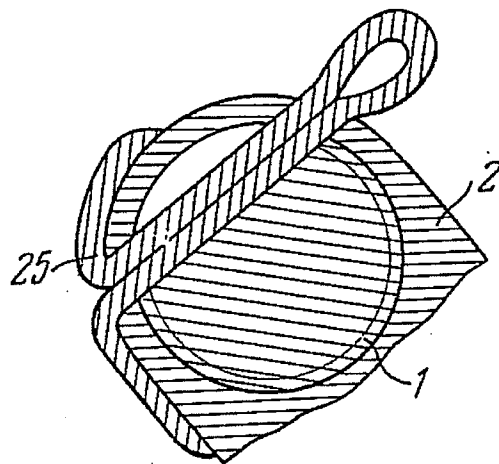


FIG. 4

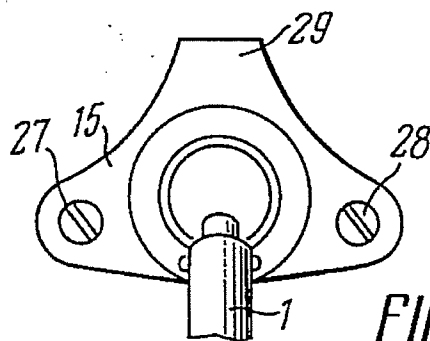
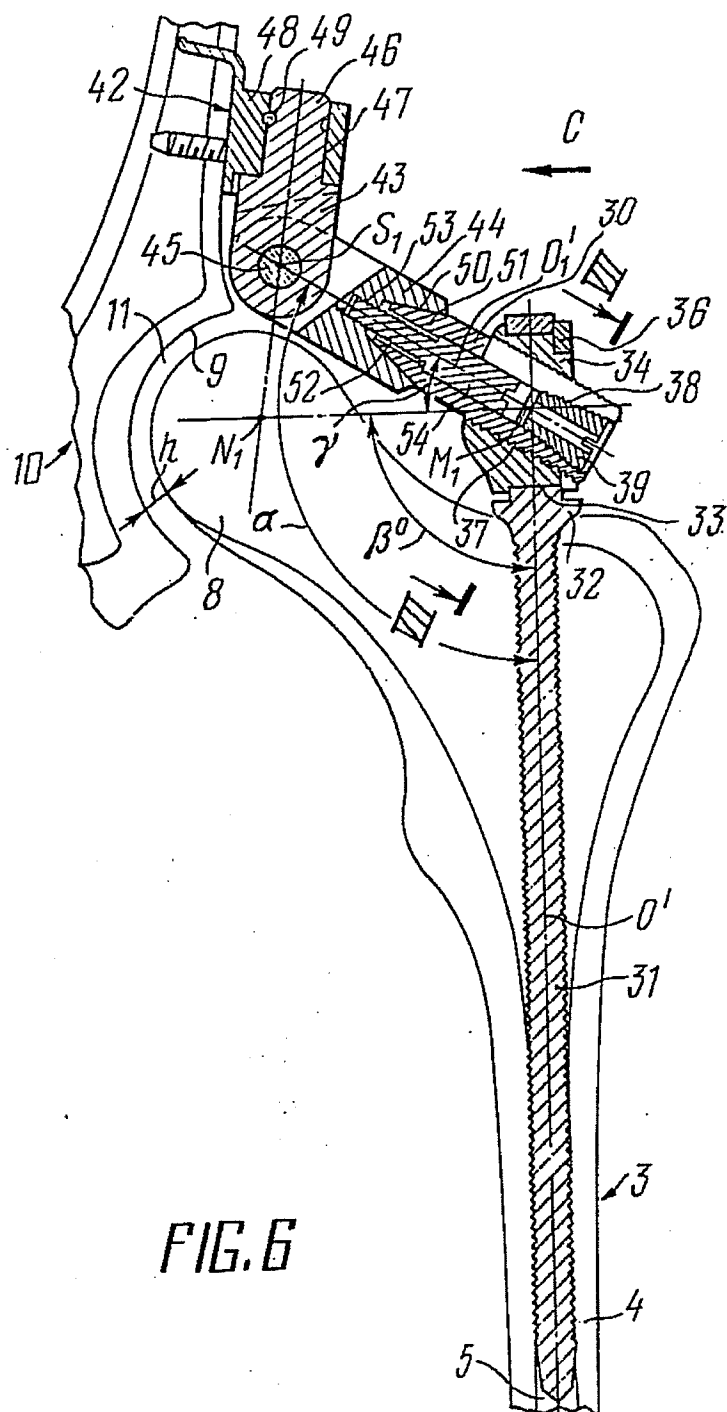


FIG. 5

$$\frac{3}{4}$$


4/4

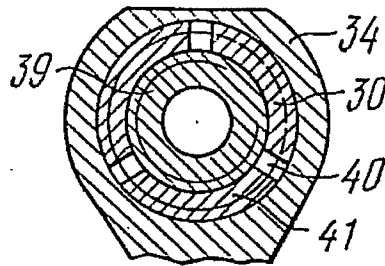


FIG. 7

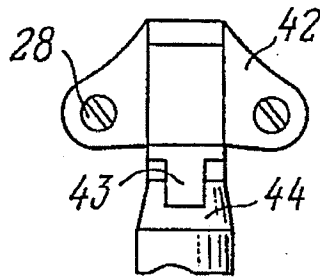


FIG. 8

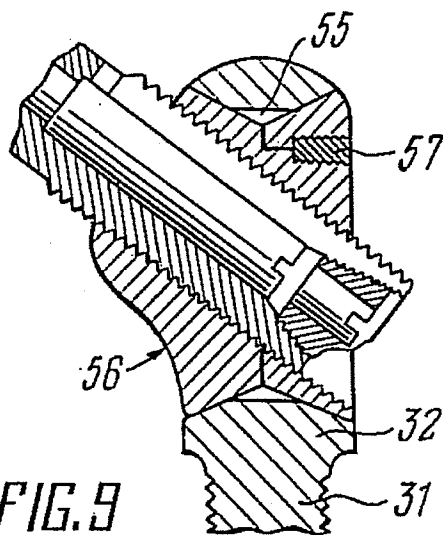


FIG. 9

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No PCT/SU 89/00282

<b>I. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> (If several classification symbols apply, indicate all) <sup>6</sup>		
According to International Patent Classification (IPC) or to both National Classification and IPC		
IPC <sup>5</sup> A 61 B 17/56		
<b>II. FIELDS SEARCHED</b>		
Minimum Documentation Searched <sup>7</sup>		
Classification System	Classification Symbols	
IPC <sup>5</sup>	A 61 B 17/18, 17/56, 17/60,; A 61 F 1/24, 2/30-2/32	
Documentation Searched other than Minimum Documentation to the Extent that such Documents are Included in the Fields Searched <sup>8</sup>		
<b>III. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b> <sup>9</sup>		
Category <sup>10</sup>	Citation of Document, <sup>11</sup> with Indication, where appropriate, of the relevant passages <sup>12</sup>	Relevant to Claim No. <sup>13</sup>
A	SU, A1, 1251889 (Leningradsky nauchno-issledovatel-sky detsky ortopedichesky institut imeni G.I. Turnera) 23 August 1986(23.08.86) the claims, figures 1,2 (cited in the description)	I
A	GB, B, 1507953 (TALLINSKY POLITEKHNICHESKY INSTITUT), 19 April 1978(19.04.78), the claims, figures 1-3,5-6 (cited in the description)	1,7-9,10-12
A	SU, A1, 1186204 (Moskovsky aviatsionny institut im. S. Ordzhonikidze), 23 October 1985 (23.10.85), the claims, figures 1-2	3
A	SU, A1, 578063, (A.I. Seppo) 22 November 1977), (22.11.77), the claims, figures 1-2	2,4-6, 9-13
-----		
<div style="display: flex; justify-content: space-between;"> <div style="width: 48%;"> <p><sup>14</sup> Special categories of cited documents: <sup>10</sup></p> <p>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>"E" earlier document but published on or after the international filing date</p> <p>"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)</p> <p>"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p> </div> <div style="width: 48%;"> <p>"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention</p> <p>"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step</p> <p>"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.</p> <p>"&amp;" document member of the same patent family</p> </div> </div>		
<b>IV. CERTIFICATION</b>		
Date of the Actual Completion of the International Search	Date of Mailing of this International Search Report	
12 June 1990 (12.06.90)	30 July 1990 (30.07.90)	
International Searching Authority	Signature of Authorized Officer	
ISA/SU		



# ОТЧЕТ О МЕЖДУНАРОДНОМ ПОИСКЕ

Международная заявка № PCT/SU 89/00282

I. КЛАССИФИКАЦИЯ ОБЪЕКТА ИЗОБРЕТЕНИЯ (если применяются несколько классификационных индексов, указанного все) <sup>6</sup>		
В соответствии с Международной классификацией изобретений (МКИ) или как в соответствии с национальной классификацией, так и с МКИ 5 A61B 17/56		
II. ОБЛАСТИ ПОИСКА		
Минимум документации, охваченной поиском <sup>7</sup>		
Система классификации	Классификационные рубрики	
МКИ <sup>4</sup>	A61B 17/18, 17/56, 17/60,; A61 F1/24, 2/30-2/32	
Документация, охваченная поиском и не входившая в минимум документации, в той мере, насколько она входит в область поиска <sup>8</sup>		
III. ДОКУМЕНТЫ, ОТНОСЯЩИЕСЯ К ПРЕДМЕТУ ПОИСКА <sup>9</sup>		
Категория <sup>1</sup>	Ссылка на документ <sup>11</sup> , с указанием, где необходимо, частей, относящихся к предмету поиска <sup>12</sup>	Относится к пункту формулы № <sup>13</sup>
A	SU, A1, 1251889, (Ленинградский научно-исследовательский детский ортопедический институт им. Г.И.Турнера), 23 августа 1986г. (23.08.86.) формула, фиг. 1-2 (указан в описании)	I
A	G B, B, 1507953 (GALLINSKY POLITEKNISCHESKY INSTITUT), 19 апреля 1978 (19.04.78), формула, фиг. 1-3, 5-6 (указан в описании)	I, 7-9, 10-12
A	SU, A1, 1186204, (Московский авиационный институт им. С.Орджоникидзе), 23 октября 1985г. (23.10.85г.), формула, фиг. 1-2	3
A	SU, A1, 578063, (А.И.Сеппо), 22 ноября 1977 (22.11.77), формула, фиг. 1-2	2, 4-6, 9-13
<p>* Особые категории ссылочных документов<sup>14</sup>:</p> <p>A* документ, определяющий общий уровень техники, который не имеет наиболее близкого отношения к предмету поиска.</p> <p>E* более ранний патентный документ, но опубликованный на дату международной подачи или после нее.</p> <p>I* документ, подвергающий сомнению притязания на приоритет, или который приводится с целью установления даты публикации другого ссылочного документа, а также в других целях (как указано).</p> <p>O* документ, относящийся к устному раскрытию, применению, выставке и т. д.</p> <p>P* документ, опубликованный до даты международной подачи, но после даты испрашивания приоритета.</p> <p>T* более поздний документ, опубликованный после даты международной подачи или даты приоритета и не порочащий заявку, но приведенный для понимания принципа или теории, на которых основывается изобретение.</p> <p>X* документ, имеющий наиболее близкое отношение к предмету поиска; заявленное изобретение не обладает новизной и изобретательским уровнем.</p> <p>Y* документ, имеющий наиболее близкое отношение к предмету поиска; документ в сочетании с одним или несколькими подобными документами порочит изобретательский уровень заявленного изобретения, такое сочетание должно быть очевидно для лица, обладающего знаниями в данной области техники.</p> <p>Z* документ, являющийся членом одного и того же патентного семейства.</p>		
IV. УДОСТОВЕРЕНИЕ ОТЧЕТА		
Дата действительного завершения международного поиска	12.06.90	Дата отправки настоящего отчета о международном поиске
Международный поисковый орган	ISA/SU	Подпись уполномоченного лица
		Н.Шепелев